

(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2010-268823
(P2010-268823A)

(43) 公開日 平成22年12月2日(2010.12.2)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 1/00

テーマコード(参考)

4 C O 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2009-108620 (P2009-108620)
 (22) 出願日 平成21年4月28日 (2009.4.28)
 (31) 優先権主張番号 特願2009-104690 (P2009-104690)
 (32) 優先日 平成21年4月23日 (2009.4.23)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 594104283
 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) 4C061 AA04 FF24 GG22 HH60 JJ01

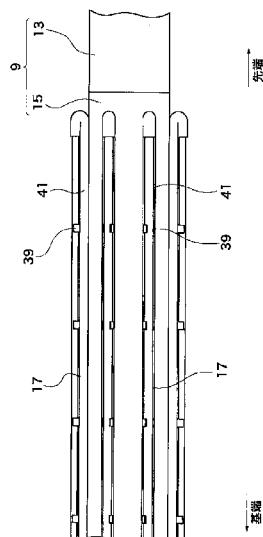
(54) 【発明の名称】自走式大腸内視鏡

(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が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。

【請求項 2】

前記エンドレスベルトの周回経路の先端の前記軟性挿入部外周面に、ブ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。

【請求項 3】

前記ブーリーの径が 2.5 ~ 3.5 mm 程度であることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の自走式大腸内視鏡。

【請求項 4】

前記エンドレスベルトの径が 1.5 ~ 2.5 mm 程度であ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。

【請求項 5】

前記エンドレスベルトが配設されている前記軟性挿入部の外径が 17.5 ~ 23.5 mm 程度であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の自走式大腸内視鏡。

【請求項 6】

前記ガイドパイプが極低摩擦材からなることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の自走式大腸内視鏡。

【請求項 7】

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を特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 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。

【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あり、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

10

20

30

40

50

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れることなく進む。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に、被験者へ与える苦痛はほとんどない。

【0004】

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りようになっている。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、鉗子が通される内孔、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。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第3514252号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

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が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。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

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伸び、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。

30

【0008】

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いてもよい。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6.5mmや9mmのものが多い。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ます。

40

【0009】

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の前記軟性挿入部外周面に、ブ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。

【0010】

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の近くでほぼ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

50

擦力が高くなり、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、この先端にブーリーを設けて、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。

【0011】

本発明においては、前記ブーリーの径が $2.5 \sim 3.5\text{ mm}$ 程度であり、前記エンドレスベルトの径が $1.5 \sim 2.5\text{ mm}$ 程度であり、さらに、前記エンドレスベルトが配設されている前記軟性挿入部の外径が $17.5 \sim 23.5\text{ mm}$ 程度であることが好ましい。

このような寸法とすることにより、大腸に挿入される部分の径をできるだけ小さくすることができる。

10

【0012】

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。

【0013】

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。

【0014】

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。

20

【発明の効果】

【0015】

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、エンドレスベルト、軟性挿入部の径を適切な値とすることにより、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。

30

【図面の簡単な説明】

【0016】

【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。

40

【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ブー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ブー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。

【発明を実施するための形態】

【0017】

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

50

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。

【0018】

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。

10

【0019】

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。

20

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。

【0020】

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っ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。

【0021】

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。

30

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、特には 7 mm 以下が好ましい。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。

40

【0022】

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 の先端近く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近く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、軟性部先端近くで折り返されている。駆動ローラ 51 から軟性部先端近く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、軟性部先端近くから駆動ローラ 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。

【0023】

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

50

作製された外チューブと、P E E K（登録商標）で作製された内チューブとからなる、外径が3mm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。

【0024】

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1~3cm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。

【0025】

次に、エンドレスベルト17の構造を説明する。

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ブー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ブーリー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、径は1.5~2.5mm程度である。エンドレスベルト17は、図5(A)、(C)に示すように、軸18aと、軸18aの長さ方向に沿って配列された複数のラック歯18bとなる。軸18aとラック歯18bの断面形状は円形である。ラック歯18bは、軸18aの外周に、一定の間隔(例えば0.1~1.0mm)で、軸18aと同軸上に固定されている。ラック歯18b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51cも含めてブーリー51b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。

【0026】

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の動きに追随しやすくなる。このとき、エンドレスベルト17の全外周面にラック歯18b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18b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。

【0027】

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内に収容されており、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55aに対して、等間隔で配置されている。

【0028】

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が巻き回されたブーリー51bと、ブーリー51bと同軸に連結された笠歯車51aよりなる。各ブーリー51b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18bと噛み合うピニオン歯51cが形成されている。

【0029】

モータ55の軸55a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54aに固定さ

10

20

30

40

50

れて、駆動ローラ 5 1 の笠歯車 5 1 a と噛み合う笠歯車 5 3 を有する。

モータ 5 5 が駆動され、モータ軸 5 5 a が回転すると、大平歯車 5 9 、小平歯車 5 4 、笠歯車 5 3 を介して笠歯車 5 1 a が回転し、それとともにブーリー 5 1 b が回転する。これにより、エンドレスベルト 1 7 が走行する。

【0030】

ガイドパイプ 4 1 の端部は、ケーシング 7 0 に開けられた孔 7 0 a に接続している。駆動ローラ 5 1 から送り出されるエンドレスベルト 1 7 は、ケーシング 7 0 から孔 7 0 a を通ってガイドパイプ 4 1 (往経路) に入る。一方、軟性挿入部 1 5 の先端から戻ってくるエンドレスベルト 1 7 は、ケーシング 7 0 に開けられた孔 7 0 b からケーシング 7 0 内に入り、駆動ローラ 5 1 に巻き回される。

10

【0031】

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 7 0 を反割り構造として、孔 7 0 a からガイドパイプ 4 1 内に洗浄ブラシを挿入して、ガイドパイプ 4 1 の内壁を洗浄することができる。

【0032】

挿入時には、軟性部 1 5 の外側でガイドフック 3 9 に支持されたエンドレスベルト 1 7 は、軟性部 1 5 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 1 7 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 1 7 を、軟性部 1 5 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。

20

【0033】

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。

この例では、軟性挿入部 1 5 先端の、各エンドレスベルト 1 7 の折り返し部に、エンドレスベルト 1 7 が巻き回されるブーリー 7 1 が回転可能に配設されている。ブーリー 7 1 は、軟性挿入部 1 5 の外周面に配置されている。ブーリー 7 1 の径 D 2 は 2 . 5 ~ 3 . 5 mm 程度である。

30

【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 1 7 が軟性挿入部 1 5 の先端の近くでほぼ 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 1 7 とガイドパイプ 4 1 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 1 7 を高い駆動力で駆動させる必要がある。そこで、この先端にブーリー 7 1 を設けて、エンドレスベルト 1 7 の走行方向を反転させることにより、エンドレスベルト 1 7 をスムーズにターンさせることができる。

30

【0035】

ただし、このようなブーリー 7 1 を設けると、軟性挿入部 1 5 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る。つまり、図 7 に示したように、ブーリー 7 1 を設けると、突出高さは、エンドレスベルト 1 7 の径 D 1 の 2 倍程度にブーリー 7 1 の径 D 2 を加えた高さとなる (ガイドパイプ 4 1 とガイドフック 3 9 の径をエンドレスベルト 1 7 の径とほぼ等しいとする)。ただし、この例では、エンドレスベルト 1 7 の径 D 1 が 1 . 5 ~ 2 . 0 mm 、ブーリー 7 1 の径 D 2 が 2 . 5 ~ 3 . 5 mm であるので、突出高さは 5 . 5 ~ 7 . 5 mm 程度となる。軟性挿入部 1 5 の径 D 3 を 6 . 5 mm とすると、エンドレスベルト 1 7 が配設されている部分の径は 17 . 5 ~ 21 . 5 mm 程度となる。上記軟性挿入部 1 5 の径 D 3 の値 6 . 5 mm は、上部消化管用内視鏡の径程度であるので、軟性挿入部の外周面にエンドレスベルトやブーリーを配設しても、大腸に挿入される部分の径の増大をできるだけ抑えることができる。

40

【0036】

さらに、ブーリー 7 1 の位置を軟性挿入部 1 5 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 1 5 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。

【符号の説明】

50

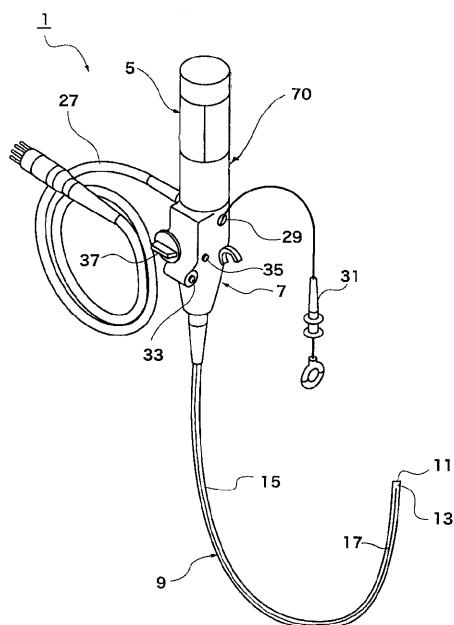
【0037】

1	自走式大腸内視鏡	5	ベルト駆動部
7	操作部	9	挿入部
11	先端部	13	湾曲部
15	軟性部（軟性挿入部）	18 a	軸
17	エンドレスベルト	21	投光口
18 b	ラック歯	25	送気送水口
19	受像口	29	鉗子挿入口
23	吸引鉗子口	33	送気送水ボタン
27	ユニバーサルコード	37	操作つまみ
31	鉗子	41	ガイドパイプ
35	吸引ボタン	51	駆動ローラ
39	ガイドフック	51 b	ブーリー
50	歯車組立	52	軸
51 a	笠歯車	54	小平歯車
51 c	ピニオン歯	55 a	モータ軸
53	笠歯車		
55	モータ		
59	大平歯車		
71	ブーリー		

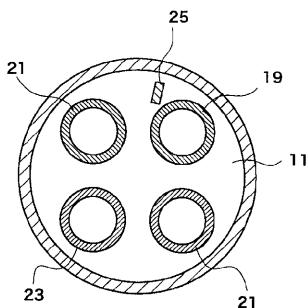
10

20

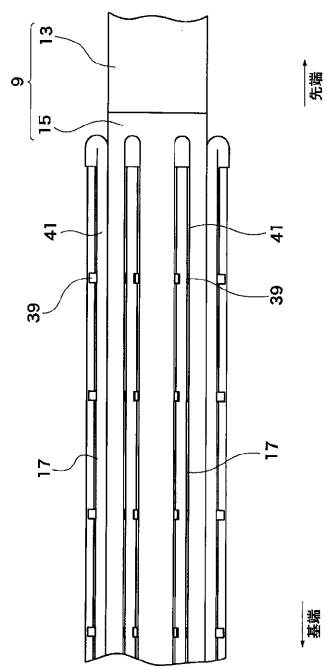
【図1】



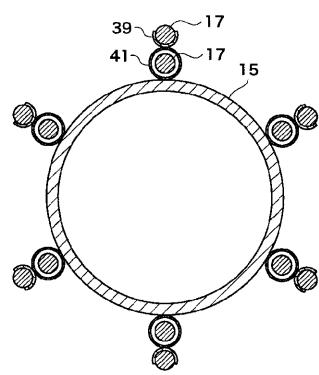
【図2】



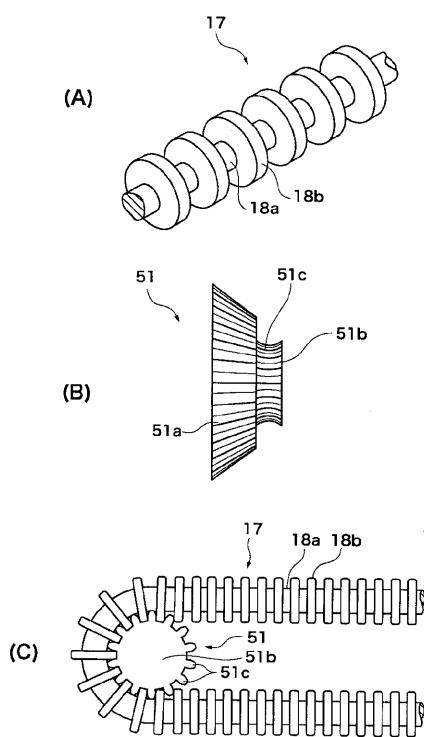
【図3】



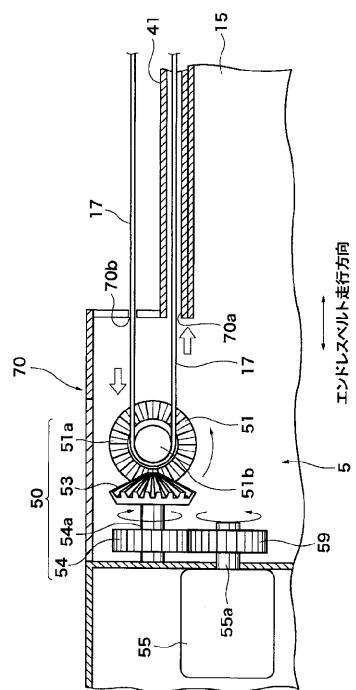
【図4】



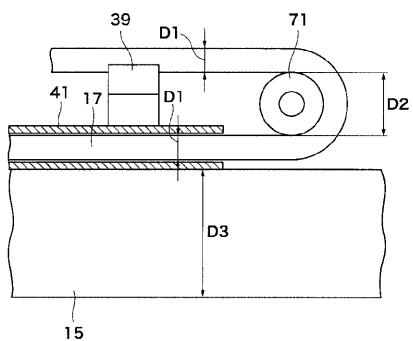
【図5】



【図6】



【図7】



专利名称(译)	自行式结肠镜		
公开(公告)号	JP2010268823A	公开(公告)日	2010-12-02
申请号	JP2009108620	申请日	2009-04-28
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		
F1分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.610 A61B1/31		
F-Term分类号	4C061/AA04 4C061/FF24 4C061/GG22 4C061/HH60 4C061/JJ01 4C161/AA04 4C161/FF24 4C161/GG22 4C161/HH60 4C161/JJ01		
优先权	2009104690 2009-04-23 JP		

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

