

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5033578号  
(P5033578)

(45) 発行日 平成24年9月26日(2012.9.26)

(24) 登録日 平成24年7月6日(2012.7.6)

(51) Int.Cl.		F 1			
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>3 2 0 B</b>
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/24</b>	<b>(2006.01)</b>	<b>G 0 2 B</b>	<b>23/24</b>	<b>A</b>

請求項の数 2 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-280150 (P2007-280150)	(73) 特許権者	594104283
(22) 出願日	平成19年10月29日(2007.10.29)		高田 昌純
(65) 公開番号	特開2009-106431 (P2009-106431A)		東京都墨田区太平4丁目1-1-4005
(43) 公開日	平成21年5月21日(2009.5.21)	(74) 代理人	100100413
審査請求日	平成22年6月14日(2010.6.14)		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
		審査官	門田 宏
		(56) 参考文献	特開昭59-125540 (JP, A)
			特開2007-215793 (JP, A)
			)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 自走式大腸内視鏡

(57) 【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と、  
 該ベルトの駆動手段と、  
 前記軟性挿入部管壁の外側に沿う前記エンドレスベルトの周回経路に沿って配置されたガイドフックと、  
 前記軟性挿入部管壁の内側の周回経路に沿って延び、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、  
 前記軟性挿入部の基端側に連結された操作部と、  
 を備えた自走式大腸内視鏡であって、  
 前記エンドレスベルトが、前記軟性挿入部の先端部寄りの部分のみに配設されており、  
 前記駆動手段が、  
 前記操作部近傍の、大腸内に挿入されない部分に配置された回転原動部と、  
 該原動部から軟性挿入部内に軸方向に挿通された、該原動部の回転を軟性挿入部先端方向に伝えるフレキシブルシャフトと、  
 該フレキシブルシャフトの先端部から回転力を伝達され、前記エンドレスベルトの周回力に変換する回転変換機構と、  
 を有し、

10

20

前記回転変換機構が、  
前記フレキシブルシャフトの先端に同軸上に連結された、表面に螺旋状の溝部が形成された回転軸（スパイラルシャフト）と、  
前記エンドレスベルトに形成された、前記回転軸の螺旋状溝に噛み合うラック歯と、  
前記エンドレスベルトを前記回転軸から離れないように支持する手段と、  
 を有することを特徴とする自走式大腸内視鏡。

【請求項 2】

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と、

10

該ベルトの駆動手段と、  
 前記軟性挿入部管壁の外側に沿う前記エンドレスベルトの周回経路に沿って配置されたガイドフックと、

前記軟性挿入部管壁の内側の周回経路に沿って延び、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、

前記軟性挿入部の基端側に連結された操作部と、

を備えた自走式大腸内視鏡であって、

前記エンドレスベルトが、前記軟性挿入部の先端部寄りの部分のみに配設されており、  
 前記駆動手段が、

前記軟性挿入部先端部寄りの軟性挿入部内に配置された回転原動部と、

20

該原動部の駆動力を前記エンドレスベルトの周回力に変換する回転変換機構と、

を有し、

前記回転変換機構が、  
前記回転原動部の先端に同軸上に連結された、表面に螺旋状の溝部が形成された回転軸（スパイラルシャフト）と、

前記エンドレスベルトに形成された、前記回転軸の螺旋状溝に噛み合うラック歯と、  
前記エンドレスベルトを前記回転軸から離れないように支持する手段と、  
 を有することを特徴とする自走式大腸内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【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事が多い。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。

40

【0003】

本発明者は、挿入チューブの軟性挿入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挿入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、軟性挿入部の内側では、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、軟性挿入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

50

るため、被験者へ与える苦痛はほとんどない。

【 0 0 0 4 】

この自走式大腸内視鏡においては、エンドレスベルトの駆動装置は、大腸に挿入されない操作部に設けられており、エンドレスベルトは、軟性挿入部のほぼ全長に渡って配設されている。軟性挿入部の長さは一般に1.5～2m程度であり、エンドレスベルトの全長は3～4mとなる。このように長いエンドレスベルトを駆動させるには、大きい駆動力が必要になる。さらに、軟性挿入部は、挿入時に大腸の形状に応じて湾曲する。湾曲した経路上でエンドレスベルトを周回させると、湾曲部でエンドレスベルトとガイドパイプとが摩擦して抵抗となり、さらに高い駆動力が必要になる。

【 0 0 0 5 】

【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】

【 0 0 0 6 】

本発明は上記の問題点に鑑みてなされたものであって、エンドレスベルトの駆動力を軽減できる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 】

本発明のベースとなる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と、該ベルトの駆動手段と、前記軟性挿入部管壁の外側に沿う前記エンドレスベルトの周回経路に沿って配置されたガイドフックと、前記軟性挿入部管壁の内側の周回経路に沿って延び、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、前記軟性挿入部の基端側に連結された操作部と、を備えた自走式大腸内視鏡であって、前記エンドレスベルトが、前記軟性挿入部の先端部寄りの部分のみに配設されており、前記駆動手段が、前記操作部近傍の、大腸内に挿入されない部分に配置された回転原動部と、該原動部から軟性挿入部内に軸方向に挿通された、該原動部の回転を軟性挿入部先端方向に伝えるフレキシブルシャフトと、該フレキシブルシャフトの先端部から回転力を伝達され、前記エンドレスベルトの周回力に変換する回転変換機構と、を有することを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

本発明の方式の大腸内視鏡においては、エンドレスベルトの十分な自走性能を得ることのできる部分は、軟性挿入部の先端から一定寸法の部分（一例約60cm）である。そこで、本発明では、この軟性挿入部の先端部寄りの部分のみにエンドレスベルトを配設したので、エンドレスベルトを軟性挿入部のほぼ全長に渡って配設する場合と比較して、エンドレスベルトの長さを短くでき、エンドレスベルトの駆動力を小さくできる。

【 0 0 0 9 】

本発明のベースとなる他の態様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と、該ベルトの駆動手段と、前記軟性挿入部管壁の外側に沿う前記エンドレスベルトの周回経路に沿って配置されたガイドフックと、前記軟性挿入部管壁の内側の周回経路に沿って延び、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、前記軟性挿入部の基端側に連結された操作部と、を備えた自走式大腸内視鏡であって、前記エンドレスベルトが、前記軟性挿入部の先端部寄りの部分のみに配設されており、前記駆動手段が、前記軟性挿入部先端部寄りの軟性挿入部内に配置された回転原動部と、該原動部の駆動力を前記エンドレスベルトの周回力に変換する回転変換機構と、を有することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

回転原動部として小型化及び軽量化が可能なモータを使用すれば、モータを軟性挿入部内に配置することができる。この場合、原動部（モータ）の駆動力を、駆動力伝達系統を

10

20

30

40

50

介さずに回転変換機構に伝えることができるので、力のロスを少なくできる。

【0011】

本発明においては、前記回転変換機構が、前記フレキシブルシャフト又は原動部の先端に連結された回転軸と、該回転軸に固定された原動傘歯車と、該主傘歯車と直交して噛み合う従動傘歯車と、該従動傘歯車と同軸に連結されたプーリと、を有し、前記プーリに、前記エンドレスベルトが巻き回されることとできる。

【0012】

この場合、エンドレスベルトが複数本の場合でも、1つのプーリに巻き回すと、回転変換機構の構造を簡易化できる。なお、傘歯車及び同傘歯車に連結されたプーリを、エンドレスベルトと同じ個数設けることもできる。

10

【0013】

さらに、エンドレスベルトを、軸と、同軸の長さ方向に沿って配列された複数のラック歯からなるものとして、プーリの側面に断面が凹状の溝を形成し、同凹状溝内に、エンドレスベルトのラック歯と噛み合うピニオン歯を形成することが好ましい。複数本のエンドレスベルトを1つのプーリに巻き回す場合は、各エンドレスベルトは、軟性挿入部の断面の中心付近から、軟性挿入部の中心に対して等しい角度で径方向に引き出されることになり、エンドレスベルトがねじれたり負荷がかかることがある。そこで、ラック歯とピニオン歯でプーリとエンドレスベルトとを確実に噛み合わせることが好ましい。

【0014】

さらに、本発明においては、前記回転変換機構が、前記フレキシブルシャフト又は原動部の先端に同軸上に連結された、表面に螺旋状の溝部が形成された回転軸（スパイラルシャフト）と、前記エンドレスベルトに形成された、前記回転軸の螺旋状溝に噛み合うラック歯と、前記エンドレスベルトを前記回転軸から離れないように支持する手段と、を有することとできる。

20

【0015】

本発明によれば、回転軸の螺旋状の溝部にエンドレスベルトのラック歯が噛み合っているので、回転軸が回転すると、エンドレスベルトのラック歯は螺旋溝に送られて前進又は後退する。これにより、エンドレスベルトを周回駆動させることができる。さらに、エンドレスベルトが回転軸から離れないように支持する手段が設けられているので、エンドレスベルトと回転軸とを確実に噛み合わせることができる。この場合、回転変換機構を比較的簡単な構造とすることができる。

30

【発明の効果】

【0016】

以上の説明から明らかなように、本発明によれば、エンドレスベルト周回経路の長さを、必要十分な自走力を発揮できる範囲内でできるだけ短くでき、エンドレスベルトの駆動力を軽減できる自走式大腸内視鏡を提供できる。

【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。

40

自走式大腸内視鏡1は、上部にケーシング70で保護された操作部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の先端付近には複数（この例では3本）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

50

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。

【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。

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(図 3 の L1)は、例えば約 10 cm である。

【0021】

挿入部 9 の軟性部 15 は、直径が 5 ~ 30 mm、好ましくは 20 mm 以内で、長さ(図 3 の L2)は、例えば 1.5 ~ 2 m である。軟性部 15 の先端部付近には、図 1 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。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。各エンドレスベルトは、軟性部の中心に対して等しい中心角度(この例では 120°)で配置されている。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。

【0022】

図 3 は、図 1 の内視鏡のエンドレスベルトの配置状態及びエンドレスベルト駆動機構の一例を説明する図であり、図 3(A)は、図 1 の内視鏡の挿入部と駆動部ケーシングの一部の側面断面図であり、図 3(B)は図 3(A)の一部を説明する図である。

各エンドレスベルト 17 は、図 3 に示すように、軟性部 15 の先端部の管壁を貫通する先ガイドホール 15a と元ガイドホール 15b との間で、軟性部 15 の管壁の外側及び内側に沿う周回経路に沿って配置されている。先ガイドホール 15a は、軟性部 15 の先端から距離 L3 (0 ~ 10 mm) の位置に位置しており、元ガイドホール 15b は、先ガイドホール 15 から直線上を基端方向に距離 L4 (10 ~ 60 cm、より好ましくは、20 ~ 60 cm) 離れた位置に位置している。したがって、軟性部 15 の外面の周回経路の長さ(両ガイドホール間の距離、図 3 の L4)は、10 ~ 60 cm、より好ましくは、20 ~ 60 cm である。これは以下の理由による。

【0023】

まず、大腸内視鏡の挿入経路を説明する。

図 4 は、一般的な大腸内視鏡の挿入経路を模式的に示す図である。

大腸内視鏡の挿入部の先端部は、肛門 101 から直腸 103 (fixed segment) 内に挿入され、S 状結腸 105 (free segment) から下行結腸 107 (fixed segment)、横行結腸 109 (free segment)、上行結腸 111 (fixed segment) を経て回腸 113 に達するまで進行する。先端部は、大腸の末端まで入れる場合(A)と、回腸へ約 25 cm 入れる場合(B)がある。

【0024】

本発明の自走式大腸内視鏡においては、挿入部 9 の先端が S 状結腸 105 に入ると、同内視鏡の進入に伴って S 状結腸 105 は後方(肛門方向)に動き、過剰に伸展しない。そして、内視鏡の進入とこの S 状結腸 105 の動きにより、下行結腸 107 の先端と内視鏡の先端との距離が短くなり、S 状結腸 105 と下行結腸 107 とはほぼまっすぐになる。

10

20

30

40

50

そして、挿入部 9 の先端が横行結腸 109 に入ると、横行結腸 109 は脾湾曲 108 方向に動いて先端が肝湾曲 110 に近づき、肝湾曲 110 の角度が広がるので、内視鏡は肝湾曲 117 を通過しやすくなる。

#### 【0025】

このような挿入過程において、軟性部 15 の管壁の外側に沿う経路（内視鏡の前進力を得られる部分）の長さは、内視鏡が大腸の free segment（S 状結腸 105 と横行結腸 109）を通過する部分のみでよい。S 状結腸の長さは約 45 cm、横行結腸の長さは約 50 cm である。内視鏡の先端が S 状結腸 105 から下行結腸 107 へ完全に入ったと言えるのは、先端が下行結腸 107 へ約 10 cm 進行したときである。また、内視鏡の先端が横行結腸 109 から肝湾曲 110 を経て上行結腸 111 へ完全に入ったと言えるのは、先端が上行結腸 111 へ約 10 cm 進行したときである。

10

#### 【0026】

つまり、エンドレスベルトの有効走行長さを、Free Segment である横行結腸の長さと同程度の長さの 60 cm 程度とすれば、十分な自走性能を得ることができると考えられる。

そこで、本発明においては、軟性部 15 の外面の経路の長さを 10 ~ 60 cm、好ましくは、20 ~ 60 cm とした。

#### 【0027】

再度図 3 を参照して説明する。

軟性部 15 の外面の両ガイドホール 15 a、15 b 間の部分には、長さ方向に、1 ~ 3 cm の間隔を開けてガイドフック 39 が設けられている。このガイドフック 39 は、外側経路を周回するエンドレスベルト 17 を支持するためのものである。

20

#### 【0028】

ガイドフック 39 は、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。

#### 【0029】

なお、エンドレスベルト 17 を軟性部 15 に離れないように支持するためには、ガイドフック 39 はなるべく短間隔（例えば、1 cm ~ 数 cm）で配置した方が好ましい。ただし、ガイドフック 39 の間隔が短くなるほど、軟性部 15 の柔軟性が小さくなってしまふ。本発明では、軟性部 15 の外面の経路の長さをできるだけ短くしているため、ガイドフック 39 を設けたことによる軟性部 15 の柔軟性の低下を抑えることができる。

30

また、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。

#### 【0030】

軟性部 15 の管壁の内側においては、先ガイドホール 15 a と元ガイドホール 15 b との間に、ガイドパイプ 41 が配設されている。ガイドパイプ 41 の両先端にはフランジ部が形成されており、各フランジ部が、管壁の外面に固定されている。このガイドパイプ 41 内を、軟性部内側経路を周回するエンドレスベルト 17 が通る。

40

#### 【0031】

次に、エンドレスベルト 17 の構造を説明する。

図 5 (A) は、図 1 の内視鏡の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)、(B) 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

50

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 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 51 c も含めてプーリ 51 a 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。エンドレスベルト 17 の長さについては後述する。

#### 【0032】

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、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。

#### 【0033】

次に、図 3、図 5 を参照してエンドレスベルト 17 の駆動機構を説明する。

エンドレスベルト駆動機構は、図 3 (A) に示すように、軟性部 15 の内側の、元ガイドホール 15 b の基端寄りの部分に設けられた駆動ローラ 51 と、操作部 7 内に配置されたモータ 55 と、モータ 55 から軟性部 15 内を駆動ローラ 51 まで延びるフレキシブルシャフト 56 と、同フレキシブルシャフト 56 の先端に取付けられた原動傘歯車 57 と、を有する。

#### 【0034】

駆動ローラ 51 は、プーリ 51 a と、プーリ 51 a に同軸上に連結された従動傘歯車 51 b とを有する。エンドレスベルト 17 の基端側の巻き回し端部は、ガイドパイプ 41 の側壁を貫通してこのプーリ 51 a に巻き回されている。プーリ 51 a の側面には、図 3 (B) に示すように、エンドレスベルト 17 の数と同じ数 (この例では 3 個) の外周面が凹状の溝が形成されている。各凹状溝内には、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 (図 5 (B) 参照)。駆動ローラ 51 は、回転軸 (プーリ 51 a) がエンドレスベルト 17 の走行方向と直交するように、軟性部 15 の管壁の内面に固定された軸 52 に回転可能に取り付けられている。

#### 【0035】

モータ 55 は操作部 7 内に配置されており、その回転軸 55 a はフレキシブルシャフト 56 の基端に接続している。フレキシブルシャフト 56 は軟性部 15 内を先方向に延びて、先端には原動傘歯車 57 の回転軸 57 a が連結されている。同原動傘歯車 57 は駆動ローラ 51 の従動傘歯車 51 b と噛み合っている。モータ 55 が駆動され、モータの回転軸 55 a が回転すると、フレキシブルシャフト 56 を介して原動傘歯車 57 が回転して、駆動ローラ 51 の従動傘歯車 51 b を回転させ、それとともにプーリ 51 a が回転する。なお、モータ回転軸 55 a と原動傘歯車の回転軸 57 a は、それぞれ軸受 58 で軟性部 15 内に回転可能に支持されている。

#### 【0036】

駆動ローラ 51 が図 3 の反時計方向に回転すると、同ローラ 51 のプーリ 51 a に噛み合うエンドレスベルト 17 も、図 3 (A) の矢印で示すように反時計方向に周回運動し、エンドレスベルト 17 の軟性部 15 外の部分は基端方向に走行する。このときに、エンドレスベルト 17 が大腸の内壁と摩擦して、挿入部 9 が前進する。挿入部 9 を後退させる場合は、駆動ローラ 51 を時計方向に回転させる。

#### 【0037】

この例のように、3 本のエンドレスベルト 17 を 1 つのプーリ 51 b に巻き回す場合は、各エンドレスベルト 17 は、軟性部 15 の断面の中心付近から、軟性部 15 の中心に対して等しい角度で径方向に引き出されることになり、エンドレスベルト 17 がねじれたり負荷がかかるが、エンドレスベルト 17 のラック歯 18 b とプーリ 51 b のピニオン歯 51 c により両者は確実に噛み合うことができる。

## 【 0 0 3 8 】

なお、大腸内に挿入された大腸内視鏡の挿入部 9 の先端部は、図 4 を参照して説明したように、S 状結腸 1 0 5 から下行結腸 1 0 7、横行結腸 1 0 9、上行結腸 1 1 1 を経て回腸部 1 1 3 に達するまで、大腸内各部位を進行する。軟性部 1 5 の径は 1 6 mm 程度にするため、大腸内視鏡の先端が大腸内を進行したとき、挿入されている軟性部 1 5 の内側の長さと同側の長さには、大腸の湾曲による差が生じる。挿入部の先端が回腸内に達して径が 1 6 mm の軟性部 1 5 が円を描いたときに、外側の長さは直線状のときに比べて 3 . 1 2 % 長くなる。

## 【 0 0 3 9 】

そこで、エンドレスベルト 1 7 の長さは、若干の余裕をもつように設定されている。このとき、エンドレスベルト 1 7 を駆動するプーリ 5 1 b にピニオン歯 5 1 c が形成されているため、エンドレスベルト 1 7 とプーリ 5 1 b は、ラック歯 1 8 b とピニオン歯 5 1 c によって確実に噛み合い、エンドレスベルト 1 7 は空回りすることなく駆動する。

10

## 【 0 0 4 0 】

また、軟性部 1 5 内に配置可能な、小型化及び軽量化が可能なモータを使用することもできる。この場合、モータを軟性部 1 5 内の駆動ローラ 5 1 のごく近傍に配置することができる。したがって、モータの駆動力を、駆動力伝達系統（フレキシブルシャフト 5 6）を介さずに駆動ローラ 5 1 に伝えることができるので、力のロスを少なくできる。

## 【 0 0 4 1 】

図 6 は、図 1 の自走式大腸内視鏡のエンドレスベルト駆動機構の他の例を説明する図である。

20

図 7 は、図 6 のエンドレスベルト駆動機構を備えた大腸内視鏡の軟性部の断面図である。

図 8 は、図 6 のエンドレスベルト駆動機構に用いられるエンドレスベルトの例を示す斜視図である。

この例のエンドレスベルト駆動機構は、図 6 に示すように、軟性部 1 5 の先端部内に配置されたスパイラルシャフト 8 0 と、操作部 7 内に配置されたモータ 5 5 と、モータ 5 5 から軟性部 1 5 内をスパイラルシャフト 8 0 まで延びるフレキシブルシャフト 5 6 とを有する。なお、図 6 は、図 7 の A - A 断面を示している。

## 【 0 0 4 2 】

スパイラルシャフト 8 0 は、回転軸の表面に螺旋状の溝 8 0 a が形成されたものである。同スパイラルシャフト 8 0 は、エンドレスベルト 1 7 の周回経路に沿って、軟性部 1 5 の内部を軸方向に延びるように配置されている。

30

## 【 0 0 4 3 】

モータ 5 5 の回転軸 5 5 a は、軟性部 1 5 内を延びるフレキシブルシャフト 5 6 に接続しており、フレキシブルシャフト 5 6 の先端はスパイラルシャフト 8 0 の基端に連結している。モータ回転軸 5 5 a とスパイラルシャフト 8 0 の基端部は、それぞれ軸受 5 8 で軟性部 1 5 内に回転可能に支持されている。

## 【 0 0 4 4 】

エンドレスベルト 1 7 は、図 5 で示したように、軸 1 8 a と、軸 1 8 a の長さ方向に沿って配列された複数のラック歯 1 8 b からなるものであるが、この例では、図 8 に示すように、ラック歯 1 8 b の側断面形状が、スパイラルシャフト 8 0 の螺旋溝 8 0 a の側断面形状に一致する形状である。また、軸 1 8 a は、図 8 ( A ) に示すように、断面形状が円形の軸でも、図 8 ( B ) に示すように、断面形状が長方形の帯状のものでよい。

40

## 【 0 0 4 5 】

図 7 にも示すように、軟性部 1 5 の内部においては、各エンドレスベルト 1 7 は、プッシュ 8 3 によりスパイラルシャフト 8 0 から離れないように支持されている。

## 【 0 0 4 6 】

モータ 5 5 が駆動され、モータの回転軸 5 5 a が回転すると、フレキシブルシャフト 5 6 を介してスパイラルシャフト 8 0 が回転する。すると、同シャフト 8 0 の螺旋溝 8 0 a

50

に噛み合っているエンドレスベルト 17 のラック歯 18 a は、スパイラルシャフト 80 の山部 80 b 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。

【0047】

図 6 を参照して詳細に説明すると、エンドレスベルト 17 のラック歯 18 a が、スパイラルシャフト 80 の山部 80 b の先端側の面で押されると、エンドレスベルト 17 の軟性部 15 内の部分は先端方向に走行し、その結果、エンドレスベルト 17 の軟性部 15 外の部分は基端方向に走行し、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 18 a が、スパイラルシャフト 80 の山部 80 b の基端側の面で押されると、エンドレスベルト 17 の軟性部 15 内の部分は基端方向に走行し、その結果、エンドレスベルト 17 の軟性部 15 外の部分は先端方向に走行し、軟性部 15 は大腸内を後退する。

10

【0048】

なお、この例でも、軟性部 15 内に配置可能な、小型化及び軽量化が可能なモータを使用してスパイラルシャフト 80 を直接駆動することもできる。この場合も、モータの駆動力を、駆動力伝達系統（フレキシブルシャフト 56）を介さずにスパイラルシャフト 80 に伝えることができるので、力のロスを少なくできる。

【図面の簡単な説明】

【0049】

【図 1】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 1 の内視鏡のエンドレスベルトの配置状態及びエンドレスベルト駆動機構の一例を説明する図であり、図 3（A）は、図 1 の内視鏡の挿入部と駆動部ケーシングの一部の側面断面図であり、図 3（B）は図 3（A）の一部を説明する図である。

20

【図 4】一般的な大腸内視鏡の挿入経路を模式的に示す図である。

【図 5】図 5（A）は、図 1 の内視鏡の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とプーリの噛み合い状態を模式的に示す側面図である。

【図 6】図 1 の自走式大腸内視鏡のエンドレスベルト駆動機構の他の例を説明する図である。

【図 7】図 6 のエンドレスベルト駆動機構を備えた大腸内視鏡の軟性部の断面図である。

【図 8】図 6 のエンドレスベルト駆動機構に用いられるエンドレスベルトの例を示す斜視図である。

30

【符号の説明】

【0050】

1	自走式大腸内視鏡		
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）	15 a、15 b	ガイドホール
17	エンドレスベルト	18 a	軸
18 b	ラック歯		
19	受像口	21	投光口
23	吸引鉗子口	25	送気送水口
27	ユニバーサルコード	29	鉗子挿入口
31	鉗子	33	送気送水ボタン
35	吸引ボタン	37	操作つまみ
39	ガイドフック	41	内ガイドパイプ
51	駆動ローラ	51 a	プーリ
51 b	従動傘歯車	51 c	ピニオン歯
52	軸	55	モータ
55 a	モータ軸	56	フレキシブルシャフト
57	原動傘歯車	57 a	回転軸
58	軸受	70	駆動部ケーシング

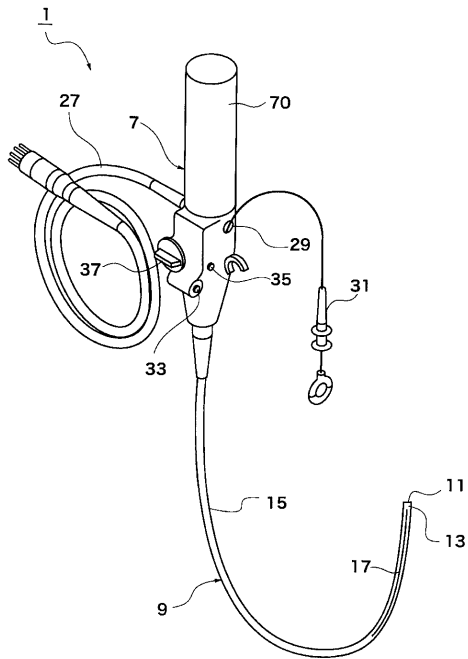
40

50

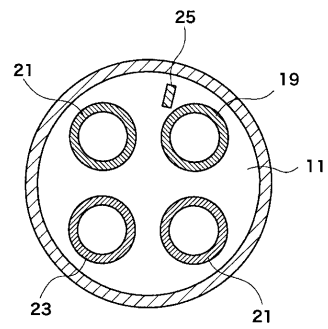
80 スパイラルシャフト  
80b 山部

80a 螺旋溝  
83 ブッシュ

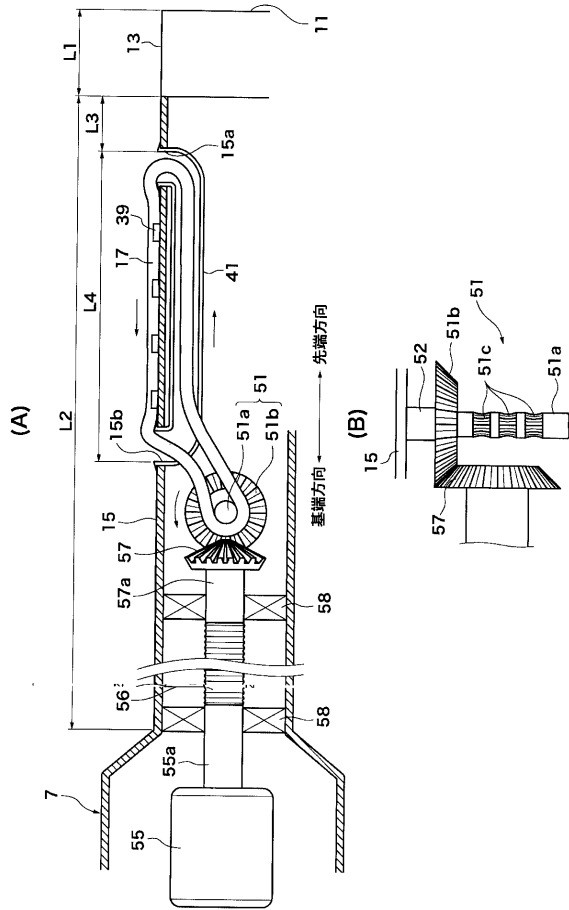
【図1】



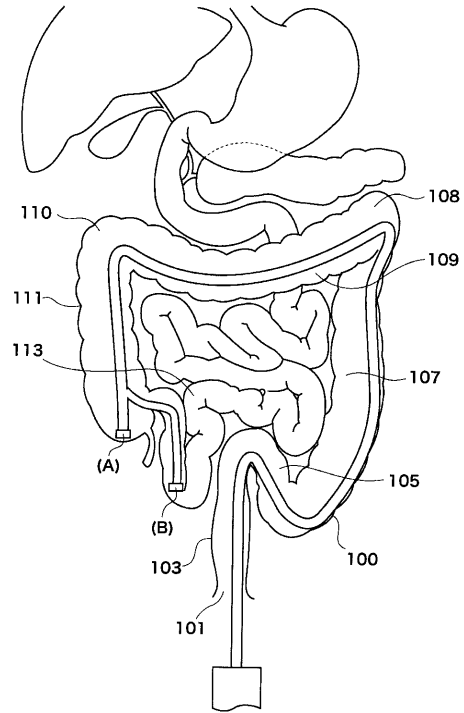
【図2】



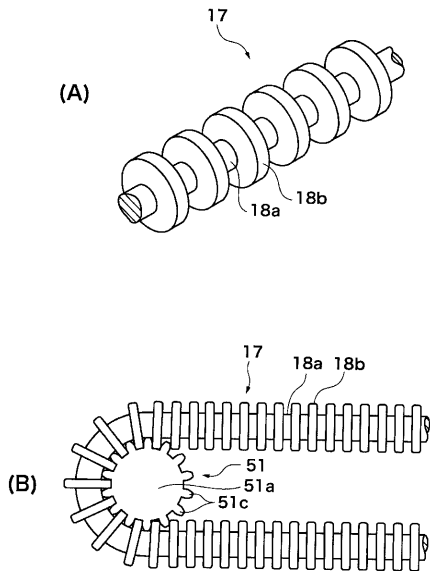
【 図 3 】



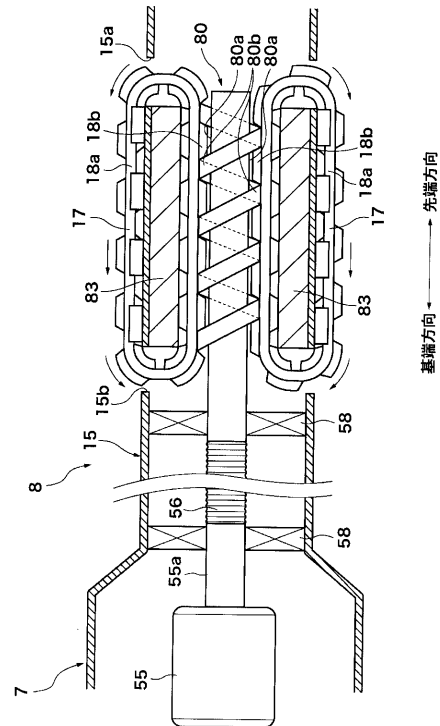
【 図 4 】



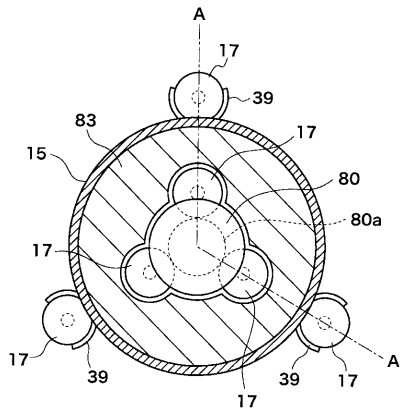
【 図 5 】



【 図 6 】

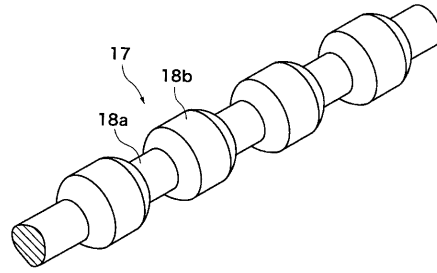


【 図 7 】

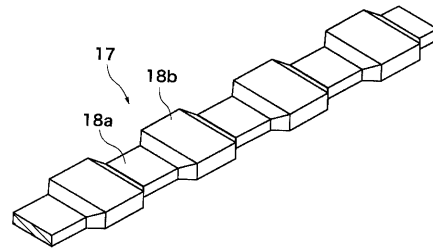


【 図 8 】

(A)



(B)



---

フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B	1 / 0 0	-	1 / 3 2
G 0 2 B	2 3 / 2 4	-	2 3 / 2 6

专利名称(译)	自行式结肠镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP5033578B2</a>	公开(公告)日	2012-09-26
申请号	JP2007280150	申请日	2007-10-29
申请(专利权)人(译)	高田 昌纯		
当前申请(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		
CPC分类号	A61B1/0016		
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/DA19 2H040/DA21 2H040/DA55 4C061/AA04 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF25 4C061/JJ06 4C161/AA04 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF25 4C161/JJ06		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2009106431A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够减少环形带驱动力的自行式结肠镜。 解决方案：自推进结肠镜1设置有软插入部分15和沿软管插入部分15的尖端附近的管壁的一部分外侧和内侧设置的环形路径。还有皮带17。环形带17通过设置在柔性插入部分15的内部的尖端附近的的部分处的驱动辊51循环。驱动辊51具有带轮51a和从动锥齿轮51b，环形带17缠绕在该从动锥齿轮51b上。电动机55设置在操作单元7中，并且在柔性插入部分15中轴向延伸的柔性轴56连接到电动机55。在柔性轴56的尖端处，连接有与驱动辊51的从动锥齿轮51a啮合的驱动伞通过轮57。[选中图]图3

