

## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 挿入部の軟性部の外側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であって；前記エンドレスベルトの断面形状が実質的に円形であり、かつ、該エンドレスベルトの外周に断面形状が円形のラック歯が形成されており、さらに、該エンドレスベルトを駆動するプーリの外周面に、前記エンドレスベルト及びラック歯の形状に対応する半円形の凹溝及びピニオン歯が形成されてい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外周面と前記エンドレスベルトを駆動するプーリの外周面が高摩擦材料でコーティングされていることを特徴とする請求項 1 記載の自走式大腸内視鏡。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、大腸内視鏡検査時に、被験者に与える苦痛の少ない自走式大腸内視鏡に関する。

## 【0002】

【従来の技術及び発明が解決しようとする課題】現在の大腸内視鏡検査は、大腸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、腸管の過伸展や過屈曲などにより、被験者が痛みを感じるものが多い。

【0003】図 7 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 100 の先端部は、肛門 101 から直腸 103 内に挿入され、S 状結腸 105 から下行結腸 107、横行結腸 109、上行結腸 111 を経て回腸 113 に達するまで進行する。挿入部 100 の先端部は大腸の末端まで入れる場合（A）と、回腸 113 へ約 25 cm 入れる場合（B）がある。

【0004】図 7 からわかるように、挿入開始部に位置する S 状結腸 105 は、S 字状に鋭く湾曲しているため、この部分に挿入部 100 を通過させるには高度の技術を必要とする。さらに、被験者に与える痛みも大きくなる。

【0005】そこで、本発明者は、被験者に与える苦痛を軽減するために、大腸の形状に沿って自走する大腸内視鏡として、特願平 11 - 99600 号等において、挿入部の軟性部の外側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。この内視鏡は、エンドレスベルトを駆動させて、同エンドレスベルトの外側を大腸壁と接触させ、両者の摩擦により内視鏡の先端を大腸内へ誘導する。

【0006】本発明は、挿入部の屈曲性と自走進行性をさらに改良した自走式大腸内視鏡を提供することを目的とする。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決するため、本発明の自走式大腸内視鏡は、挿入部の軟性部の

外側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であって；前記エンドレスベルトの断面形状が実質的に円形であり、かつ、該エンドレスベルトの外周に断面形状が円形のラック歯が形成されており、さらに、該エンドレスベルトを駆動するプーリの外周面に、前記エンドレスベルト及びラック歯の形状に対応する半円形の凹溝及びピニオン歯が形成されていることを特徴とする。

【0008】エンドレスベルトの長手方向垂直断面形状を円形とすることにより、エンドレスベルトは軸芯に対して全方向に等しい弾性を有するため、全方向に柔軟に屈曲する。このため、大腸の湾曲に沿って挿入部を挿入するときに、エンドレスベルトが挿入部の動きに追従しやすくなる。また、エンドレスベルトの外周面にラック歯が形成されていることにより、大腸内壁との摩擦力が大きくなり、自走進行性が向上する。このラック歯は、エンドレスベルトの全外周面に形成されているため、操作中にエンドレスベルトがねじれても、ラック歯の一部が必ず大腸内壁と接触して、エンドレスベルトを大腸内壁と摩擦させることができる。さらに、エンドレスベルトを駆動するプーリに凹溝及びピニオン歯が形成されているため、エンドレスベルトとプーリとが密接にかみ合い、エンドレスベルトの駆動力が大きくなる。

【0009】現在使用されている大腸内視鏡の挿入部の径は通常 11.3 ~ 14.2 mm であるため、挿入部の先端が大腸内を進行したとき、挿入されている挿入部の内輪の長さや外輪の長さには、大腸の湾曲によって差が生じる。本発明では、エンドレスベルトの長さを、挿入部を直線状に保持した状態で、挿入部の長さ方向に沿って挿入部の外側と内側を緊張した状態で一周する長さの 102 ~ 104 % として、湾曲時の内輪の長さや外輪の長さの差の分の余裕を持たせた。このため、エンドレスベルトは挿入部の屈曲に十分に追従し、安定して大腸内へ内視鏡を進めることができる。このとき、上述のように、エンドレスベルトとプーリはラック歯とピニオン歯によってかみ合っているため、エンドレスベルトの長さに若干の余裕をもたせても両者のかみ合いが外れず、エンドレスベルトが空回りしない。また、エンドレスベルトの外周面とプーリの外周面が高摩擦材料でコーティングされているため、ラック歯とピニオン歯がしっかりかみ合っ

てエンドレスベルトが空回りしない。

【0010】本発明においては、前記エンドレスベルトの外周が高摩擦材料でコーティングされていることとすれば、エンドレスベルトと大腸内壁との摩擦力をさらに大きくすることができ、自走進行性がさらに向上する。

## 【0011】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しつつ説明する。図 1 は、本発明の 1 実施例に係る自走式大腸内視鏡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 3 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 から延びた挿入部 9 等を備える。挿入部 9 は、先端部 11、湾曲部 13、軟性部 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。図 2 は、本実施例の内視鏡の駆動部の側面断面図である。図 3 (A) は、本実施例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であり、図 3 (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斜視図であり、図 3 (C) はエンドレスベルトとプーリのかみ合い状態を模式的に示す断面図である。図 4 は、本実施例の内視鏡の挿入部の軟性部の断面図である。図 5 は、本実施例の内視鏡の挿入部の先端部の正面図である。図 6 は、本実施例の内視鏡の挿入部の軟性部の先端付近の側面図である。

【0012】挿入部 9 の先端部 11 には、図 5 に示すように、受像口 19、一つ又は二つの投光口 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。

【0013】吸引鉗子口 23 は操作部 7 の鉗子挿入口 29 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。

【0014】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。

【0015】挿入部 9 の軟性部 15 の外側には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 5 ~ 30 mm、特には 16 mm が好ましい。また、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。図 4 に示すように、エンドレスベルト 17 の外側部 17a は、挿入部 9 の外側に設けられたガイドフック 39 に支えられている。また、エンドレスベルト 17 の内側部 17b は軟性部内の

ガイドパイプ 41 内を通っている。ガイドフック 39 は断面が内角が 180° を越える円弧状であり、各エンドレスベルト 17 のガイドフック 39 から露出する部分が放射状外方向に位置するよう、軟性部 15 の長手方向に沿って延びている (図 6 参照)。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 の外側表面はガイドフック 39 の外に現れており、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。

【0016】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 3 (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 からなる。軸 18a の長手方向に垂直の断面の形状は円形で、直径は 1 ~ 3 mm である。ラック歯 18b の長手方向に垂直の断面の形状も円形で、軸 18a の外周に、一定の間隔で、軸 18a と同軸上に固定されている。ラック歯 18b の直径は 1 ~ 3 mm、厚さは 0.1 ~ 1.0 mm であり、ラック歯 18b 間の間隔は 0.1 ~ 1.0 mm である。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 43c も含めてプーリ 43c 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。また、内視鏡の洗浄時に、エンドレスベルト 17 を挿入部 9 から取り外す必要があるため、途中で切り離され、さらに再接続できる構造を有する。

【0017】エンドレスベルトの断面形状を円形にしたことにより、エンドレスベルト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を挿入するときに、エンドレスベルトが挿入部の動きに追従しやすくなる。このとき、エンドレスベルトの全外周面にラック歯が形成されているため、エンドレスベルトがねじれても、ラック歯の一部が必ず大腸内壁と接触し、エンドレスベルトを大腸内壁と摩擦させることができる。このため、エンドレスベルトと大腸内壁との摩擦力が増し、挿入部の自走性が向上する。

【0018】次に、図 2 を参照しつつガイドパイプ 41 の基端部及びエンドレスベルト駆動部 5 の構造を説明する。ガイドパイプ 41 の基端部は駆動部ケーシング 3 の側面に開けられたガイドパイプ口 45 につながっている。駆動部ケーシング 3 は挿入部 9 に比べて径大である。ガイドパイプ 41 は、ガイドパイプ口 45 から挿入部 9 に斜めに伸びる傾斜部 41a と、傾斜部 41a から屈曲部 41b を通って挿入部 9 内をまっすぐに伸びるガイド部 41c よりなる。

【0019】エンドレスベルト 17 を挟持する駆動ローラ 43 は駆動部ケーシング 3 内のガイドパイプ 41 の基

端側の外部に配置されており、エンドレスベルト 17 はガイドパイプ 41 の傾斜部 41a で、ガイドパイプ 41 の側壁を貫通している。すなわち、エンドレスベルト 17 の外側部 17a は、挿入部 9 外面から、ガイド部 47 に入り、続いてガイドパイプ傾斜部 41a の二か所の側壁に開けられている孔を横切って基端側に伸びて、駆動ローラ 43 に巻回保持されている。一方、エンドレスベルト 17 の内側部 17b は、ガイドパイプ傾斜部 41a の内側でガイドパイプ 41 の側壁を貫通してガイドパイプ 41 内に入り、同パイプ 41 内を導かれて挿入部 9 の軟性部 15 の先端付近に開けられたガイドホール 49 (図 6 参照) に至る。ガイドホール 49 の位置は、図 6 に示すように、軟性部 15 の先端から 0 ~ 10 cm の位置が好ましい。何故ならば、エンドレスベルト 17 の外側部 17a と大腸内壁が接触する部分が多い方が、自走式大腸内視鏡の自走性が向上するからである。

【0020】一方、大腸内に挿入された大腸内視鏡の挿入部 9 の先端部は、上述のように、S 状結腸から下行結腸、横行結腸、上行結腸を経て回腸に達するまで、大腸内各部位を進行する。軟性部 15 の径は 16 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 15 の内輪の長さとは外輪の長さには、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 16 mm の軟性部 15 が円を描いたときに、外輪の長さは直線状のときに比べて 3.12 % 長くなる。

【0021】このため、軟性部 15 の表面に配設したエンドレスベルト 17 の長さも、このような長さの変化に対応するよう余裕をもたせて設定する必要がある。したがって、エンドレスベルト 17 の長さを、軟性部 15 を直線状に保持した状態で、軟性部 15 先端の手前のガイドホール 49 から、駆動装置を経由して同じガイドホール 49 まで緊張した状態で一周する長さの 102 ~ 104 % とした。エンドレスベルト 17 の長さをこのように設定することにより、エンドレスベルト 17 は軟性部 15 の屈曲に十分に追従し、安定して大腸内へ内視鏡を進めることができる。

【0022】駆動ローラ 43 は、エンドレスベルト 17 が巻き回されたプーリ 43b と、プーリ 43b と同軸に連結された笠歯車 43a よりなる。プーリ 43b の側面には、図 3 (C) 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 とかみ合うピニオン歯 43c が形成されている。

【0023】上述のように、エンドレスベルト 17 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 17 を駆動するプーリ 43b にピニオン歯 43c が形成されているため、エンドレスベルト 17 とプーリ 43b は、図 3 (C) に示すように、ラック歯 18b とピニオン歯 43c によって確実にかみ合

\*い、エンドレスベルト 17 は空回りすることなく駆動する。

【0024】再び図 2 を参照しつつ説明する。笠歯車 43a とかみ合う笠歯車 50 は、笠歯車 43a と直交するように配置されている。笠歯車 50 の歯車軸 51 の基端部には、小平歯車 53 が固定されている。この小平歯車 53 は、モータ 55 のモータ軸 57 に固定された大平歯車 59 とかみ合う。したがって、モータ 55 が駆動され、モータ軸 57 が回転すると、大平歯車 59、小平歯車 53、笠歯車 50 を介して笠歯車 43a が回転し、それとともにプーリ 43b が回転する。なお、大平歯車 59 の円周上には、円周方向に存在するエンドレスベルト 17 の数と同じ数の駆動ローラ 43、笠歯車 50、歯車軸 51、小平歯車 53 が配置されている。なお、このとき、エンドレスベルト 17 が同じ方向に移動するように、大平歯車 59 と小平歯車 53 間に歯車 63 が介される場合もある。

【0025】モータ 55、大平歯車 59、小平歯車 53、歯車軸 51、笠歯車 50、駆動ローラ 43 は、ガイドパイプ 45 より基端側の駆動部ケーシング 3 内に配置されている。駆動部ケーシング 3 の側面には洗浄窓 60 が開けられている。洗浄窓 60 には、図 1 に示す蓋 61 が設けられており、蓋 61 により開閉可能である。洗浄窓 60 は大平歯車 59、小平歯車 53、歯車軸 51、笠歯車 50、駆動ローラ 43 が設けられた部屋に対して開いている。この大平歯車 59、小平歯車 53、歯車軸 51、笠歯車 50、駆動ローラ 43 が設けられた部屋と、モータ 55 が配置されている部屋は液密に隔離されている。

【0026】モータ 55 を回転させて、プーリ 43b を反時計方向に回転させると、プーリ 43b とかみ合う外側のエンドレスベルト 17a は図の左向きに回転する。このとき、エンドレスベルト 17 の外側が大腸内壁に接触していると、エンドレスベルト 17 と大腸内壁の摩擦力により挿入部 9 は図 2 の右方向に駆動される。挿入部 9 を後退させるときはモータ 55 を反対方向に回転させる。

【0027】

【発明の効果】以上の説明から明らかなように、本発明によれば、屈曲性と自走進行性を改良した自走式大腸内視鏡を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の 1 実施例に係る自走式大腸内視鏡の外観を示す斜視図である。

【図 2】本実施例の内視鏡の駆動部付近の側面断面図である。

【図 3】図 3 (A) は、本実施例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であり、図 3 (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斜視図であり、図 3 (C) はエンドレスベルトとプ

ーリのかみ合い状態を模式的に示す断面図である。

【図4】本実施例の内視鏡の挿入部の軟性部の断面図である。

【図5】本実施例の内視鏡の挿入部の先端部の正面図である。

【図6】本実施例の内視鏡の挿入部の軟性部の先端付近の側面図である。

【図7】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。

【符号の説明】

1 自走式大腸内視鏡	3 駆動部ケーシング
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
17 エンドレスベルト	18a 軸
18b ラック歯	19 受像口
21 投光口	23 吸引鉗子
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

37 操作つまみ

41 ガイドパイプ

43a 笠歯車

43c ピニオン歯

47 ガイド部

50 笠歯車

53 小平歯車

57 モータ軸

60 洗浄窓

63 歯車

101 肛門

105 S状結腸

109 横行結腸

113 回腸

35 吸引ボタン

39 ガイドフック

43 駆動ローラ

43b プーリ

45 ガイドパイプ

49 ガイドホル

51 歯車軸

55 モータ

59 大平歯車

61 蓋

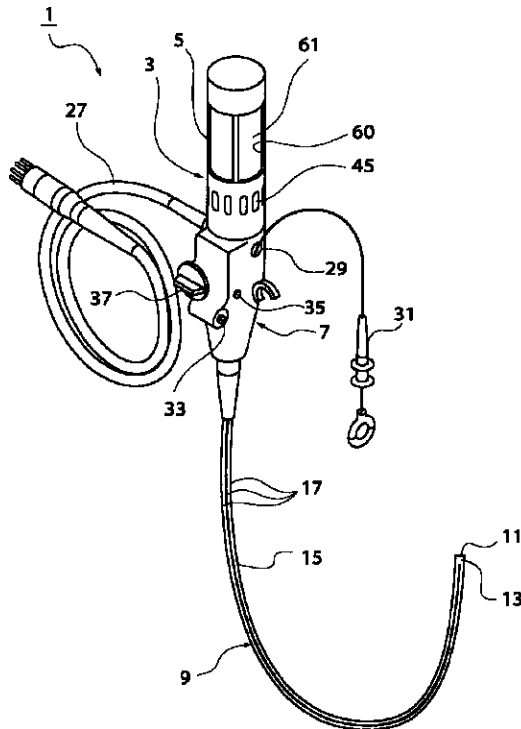
100 挿入部

103 直腸

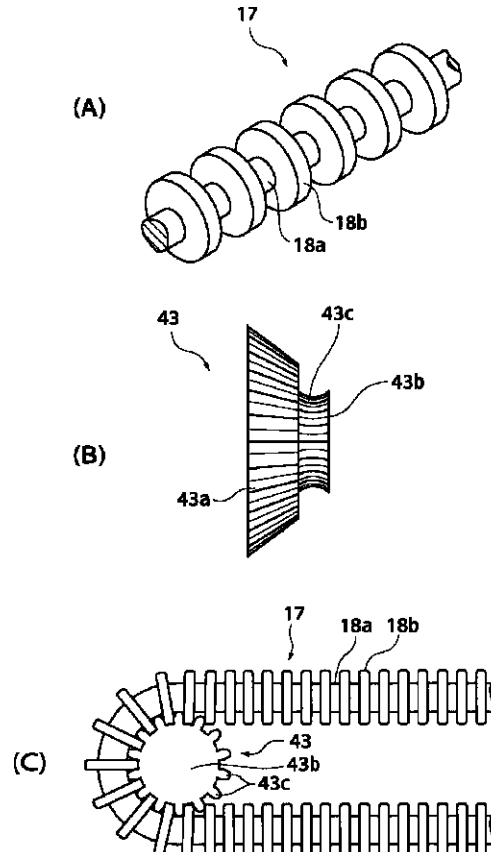
107 下行結腸

111 上行結腸

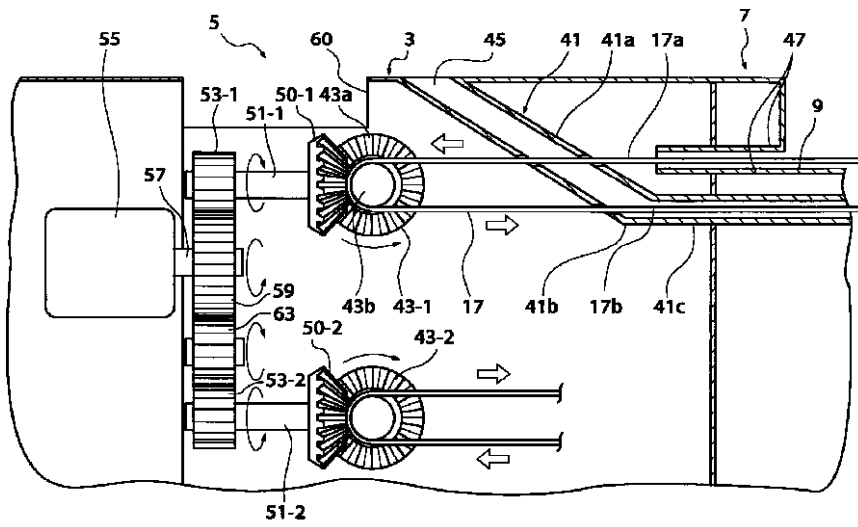
【図1】



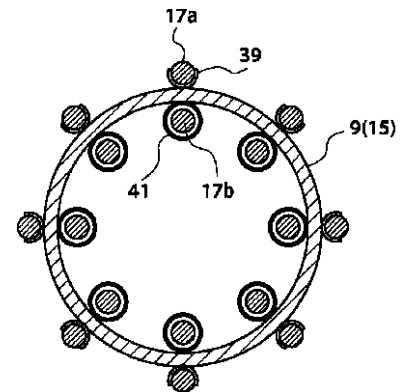
【図3】



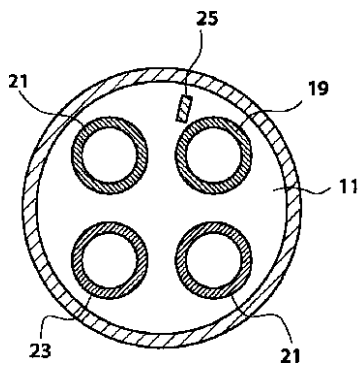
【図2】



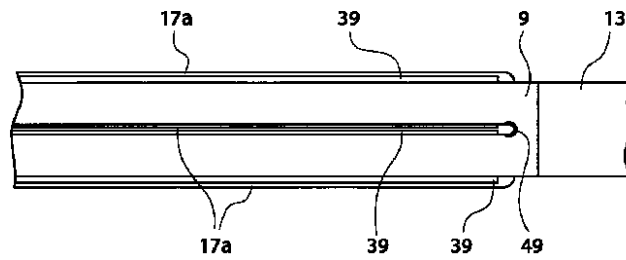
【図4】



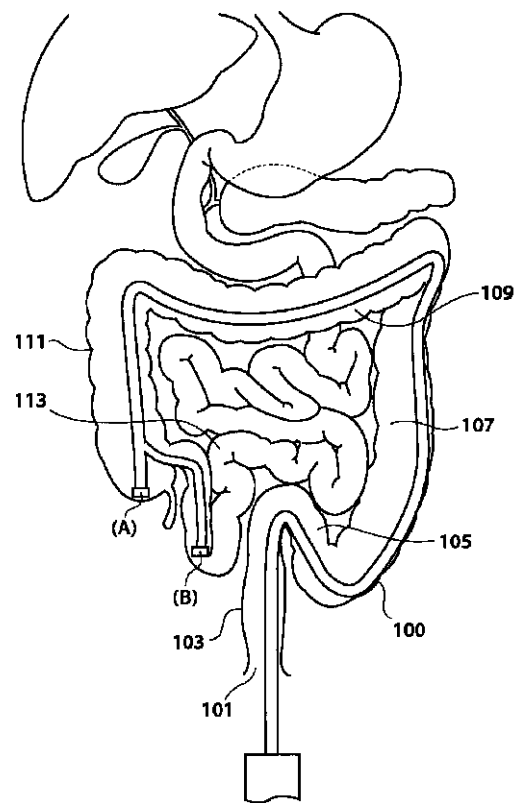
【図5】



【図6】



【図7】



专利名称(译)	自行式结肠镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003135386A</a>	公开(公告)日	2003-05-13
申请号	JP2001340568	申请日	2001-11-06
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 A61B1/31		
CPC分类号	A61B1/00156 A61B1/31		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.610 A61B1/00.613		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/FF24 4C061/GG22 4C061/HH60 4C161/AA04 4C161/FF24 4C161/GG22 4C161/HH60		
其他公开文献	JP3514252B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种自推进式结肠镜，其中插入管的柔性和自推进特性得到进一步改善。 解决方案：通过使布置在插入部分9的柔性部分15外部的环形带17运转，自走式结肠镜1以自走方式插入大肠。环形带17的截面形状基本为圆形，并且在环形带17的外周上形成具有圆形截面形状的齿条齿。在驱动环形带17的带轮的外周表面上形成有与环形带17的形状和齿条齿相对应的半圆形槽和小齿轮齿。通过使环形带17的纵向横截面形状在纵向上为圆形，环形带在相对于轴线的所有方向上具有相等的弹性，使得其在所有方向上柔性弯曲，并且插入部9沿着大肠的曲率弯曲。当插入时，环形带17可以容易地跟随插入部分9的运动。

