

(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2003-135386

(P2003-135386A)

(43)公開日 平成15年5月13日(2003.5.13)

(51) Int.CI⁷

A 6 1 B 1/00

識別記号

320

F I

A 6 1 B 1/00

テマコード (参考)

320 B 4 C 0 6 1

審査請求 有 請求項の数 20 L (全 7 数)

(21)出願番号 特願2001-340568(P2001-340568)

(71)出願人 594104283

高田 昌純

千葉県松戸市高塚新田622-26

(22)出願日 平成13年11月6日(2001.11.6)

(72)発明者 高田 昌純

千葉県松戸市高塚新田622-26

(74)代理人 100100413

弁理士 渡部 温

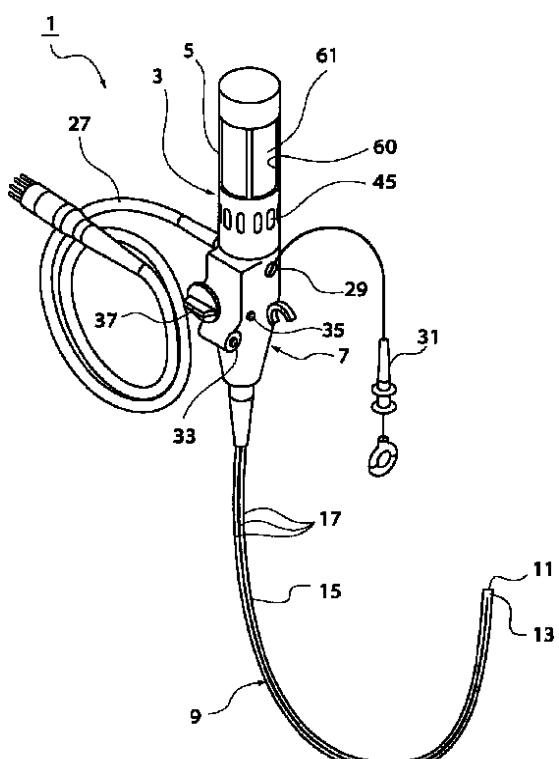
F ターム (参考) 4C061 AA04 FF24 GG22 HH60

(54)【発明の名称】自走式大腸内視鏡

(57)【要約】

【課題】挿入チューブ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。

【解決手段】自走式大腸内視鏡1は、挿入部9の軟性部15の外側に配設したエンドレスベルト17を走行させて自走式に大腸内に挿入される。エンドレスベルト17の断面形状は実質的に円形であり、かつ、エンドレスベルト17の外周に断面形状が円形のラック歯が形成されている。そして、エンドレスベルト17を駆動するブーリの外周面に、エンドレスベルト17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。エンドレスベルト17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し、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。



【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ブーリの外周面に、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ブ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あり、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25cm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ブーリの外周面に、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随しやすくなる。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ブ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ブ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11.3～14.2mm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と外輪の長さには、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と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随し、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ブ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ブ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と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から伸びた挿入部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ブ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ブ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5~30mm、特には16mm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伸びている(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から外れることができない。

【0016】エンドレスベルト17は、柔軟で強い強度をもつて例えれ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1~3mm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1~3mm、厚さは0.1~1.0mmであり、ラック歯18b間の間隔は0.1~1.0mmである。ラック歯18bの外面は、高い摩擦力をもつてよい。また、後述するピニオン歯43cも含めてブーリ43cの外周面も高い摩擦力をもつてよい。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随しやすくなる。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0~10cm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16mm程度に20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16mm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の屈曲に十分に追随し、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が巻き回されたブーリ43bと、ブーリ43bと同軸に連結された笠歯車43aよりなる。ブーリ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を駆動するブーリ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とブーリ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*50

*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、それとともにブーリ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、ガイドパイプロ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、ブーリ43bを反時計方向に回転させると、ブーリ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ブ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

一り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
シング

5 ベルト駆動部

9 挿入部

13 湾曲部

17 エンドレスベルト

18 b ラック歯

21 投光口
口

25 送気送水口

サルコード

29 鉗子挿入口

3 駆動部ケー
ル

7 操作部

11 先端部

15 軟性部

18 a 軸

19 受像口

23 吸引鉗子

27 ユニバー 20 113 回腸

31 鉗子 *

* 3 3 送気送水ボタン
ン

3 7 操作つまみ
ック

4 1 ガイドパイプ
ラ

4 3 a 笠歯車

4 3 c ピニオン歯
ブロ

10 4 7 ガイド部
ル

5 0 笠歯車

5 3 小平歯車

5 7 モータ軸

6 0 洗浄窓

6 3 歯車

1 0 1 肛門

1 0 5 S状結腸

1 0 9 横行結腸

1 1 3 回腸

特開2003-135386

8

3 5 吸引ボタ

3 9 ガイドフ

4 3 駆動ロー

4 3 b プーリ

4 5 ガイドパイ
ブロ

4 9 ガイドホー

5 1 歯車軸

5 5 モータ

5 9 大平歯車

6 1 蓋

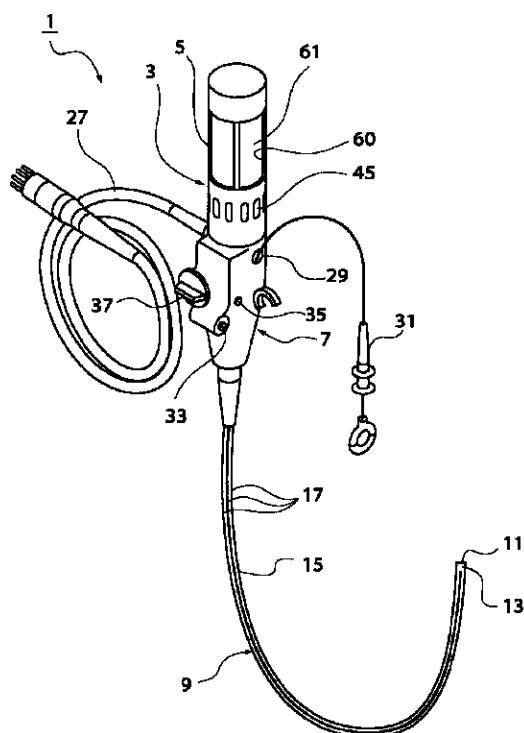
1 0 0 挿入部

1 0 3 直腸

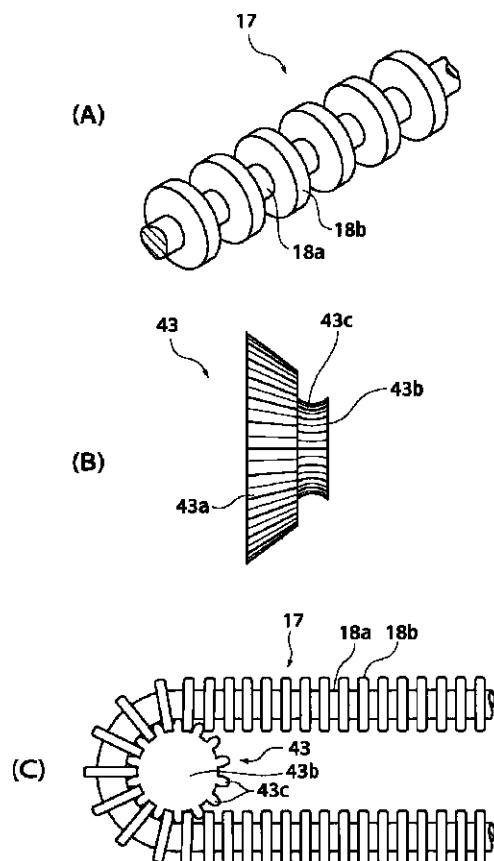
1 0 7 下行結腸

1 1 1 上行結腸

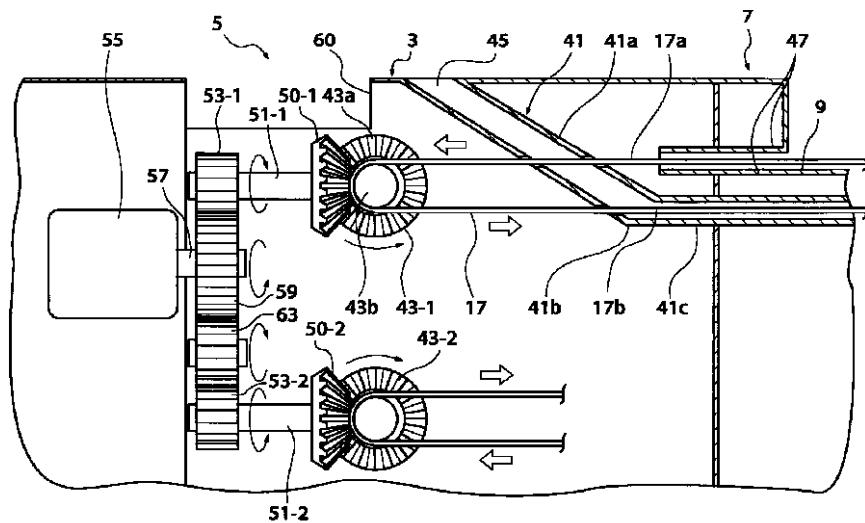
【図1】



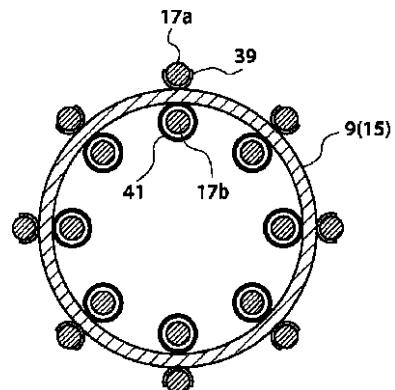
【図3】



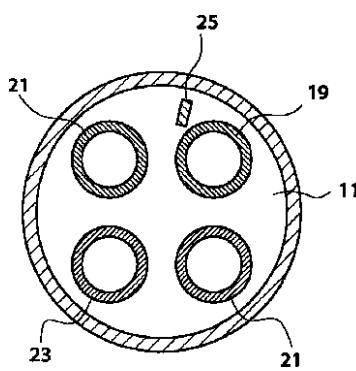
【図2】



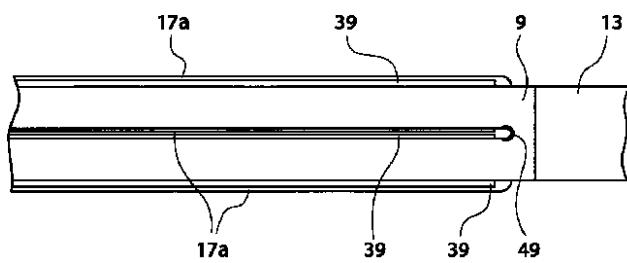
【図4】



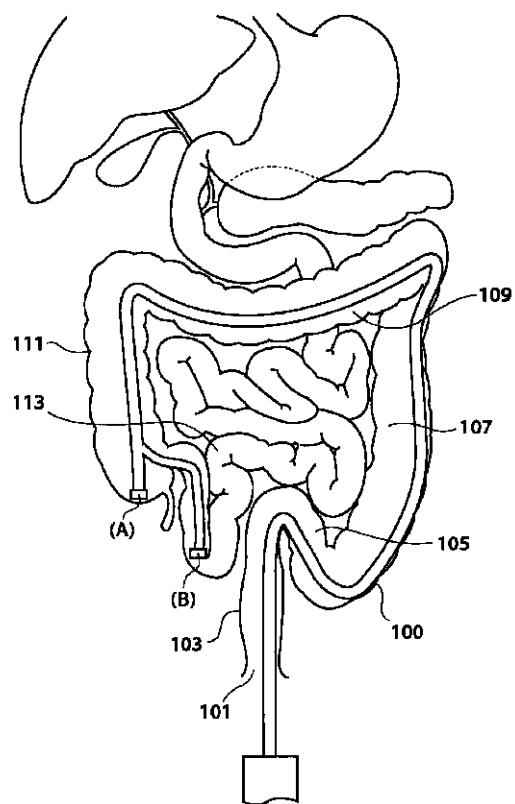
【図5】



【図6】



【図7】



专利名称(译)	自行式结肠镜		
公开(公告)号	JP2003135386A	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	Espacenet		

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。

