

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5157609号
(P5157609)

(45) 発行日 平成25年3月6日 (2013.3.6)

(24) 登録日 平成24年12月21日 (2012.12.21)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 C

G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 1 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2008-106694 (P2008-106694)	(73) 特許権者	000006013
(22) 出願日	平成20年4月16日 (2008.4.16)		三菱電機株式会社
(65) 公開番号	特開2009-254554 (P2009-254554A)		東京都千代田区丸の内二丁目7番3号
(43) 公開日	平成21年11月5日 (2009.11.5)	(74) 代理人	100113077
審査請求日	平成22年10月5日 (2010.10.5)		弁理士 高橋 省吾
		(74) 代理人	100112210
			弁理士 稲葉 忠彦
		(74) 代理人	100108431
			弁理士 村上 加奈子
		(74) 代理人	100128060
			弁理士 中鶴 一隆
		(72) 発明者	竹家 章仁
			東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三
			菱電機株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

中心軸に沿って延伸した形状を有し、前記中心軸を変形することができる管状の軟性部と、

前記軟性部の先端に設けられた先端部と、

前記軟性部の後端に設けられて前記軟性部を変形させる操作を行う操作部とを備えた内視鏡において、

前記軟性部は、

前記先端部側の外部の壁面の周囲に設けられた1つ以上の伸縮自在なバルーンと、

内部に前記バルーンと接続されて前記バルーンへ気体又は液体を送るチューブと、

内部に前記バルーンへ回転力を伝達するためのワイヤとを有し、

前記操作部は、

前記チューブに送り込む前記気体または液体の量を調整するバルーン調整部と、

前記ワイヤを回転させる回転操作部とを有し、

前記バルーンと前記ワイヤの間には、前記ワイヤの回転力を前記バルーンに伝達するための回転力伝達機構を備え、

前記バルーンは、

螺旋をねじとして回転させると前記ねじが前記軟性部の前記中心軸方向に進むように設けられた前記螺旋状のふくらみ、突起又は溝を有し、前記ワイヤにより伝達される回転力によって前記軟性部の前記中心軸周りに回転し、

10

20

前記軟性部は、

前記螺旋をねじとして回転させると前記ねじの進む向きが互いに逆となる 2 つの前記バルーンを 1 組として設けられ、

前記回転力伝達機構は、

前記回転操作部の同じ操作に対して、前記 1 組の中の 2 つのバルーンを互いに逆向きに回転させることを特徴とする内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、管状の器官または配管などの内部の観察、撮影、処置に用いられる内視鏡に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来は、先端部、軟性部、操作部からなる内視鏡において、軟性部に断面が正円形のエンドレスベルトが複数設けられ、エンドレスベルトを駆動して、先端部手前に設けられたガイドホールを通して表面を送り出す、または内側に引き込むことによって、腸内を自走するようにしている（例えば、特許文献 1）。

【0003】

【特許文献 1】特開平 8 - 38416 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従来の内視鏡では、管状の器官または配管の内径が、内視鏡の外径に比べて大きい場合には、ベルトの一部しか、器官または配管の内壁と接触しない。また、器官または配管の内径が変化する、または場所により変わる場合にも、ベルトの一部しか内壁と接触しない。これらの場合には、駆動力が器官または配管の内壁に効率よく伝わらず、自走が困難となる問題があった。

【0005】

この発明は、上述のように問題を解決するためになされたもので、観察、撮影、または処置の対象となる器官または配管の内径によらず、駆動力を効率よく伝えることができる内視鏡を得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

この発明にかかる内視鏡は、中心軸に沿って延伸した形状を有し、前記中心軸を変形することができる管状の軟性部と、前記軟性部の先端に設けられた先端部と、前記軟性部の後端に設けられて前記軟性部を変形させる操作を行う操作部とを備えた内視鏡において、前記軟性部は、前記先端部側の管状壁面の周囲に設けられた 1 つ以上の伸縮自在なバルーンと、内部に前記バルーンと接続されて前記バルーンへ気体又は液体を送るチューブと、前記バルーンへ回転力を伝達するためのワイヤとを有し、前記操作部は、前記チューブに送り込む前記気体または液体の量を調整するバルーン調整部と、前記ワイヤを回転させる回転操作部とを有し、前記バルーンと前記ワイヤの間には、前記ワイヤの回転力を前記バルーンに伝達するための回転力伝達機構を備え、前記バルーンは、螺旋をねじとして回転させると前記ねじが前記軟性部の前記中心軸方向に進むように設けられた前記螺旋状のふくらみ、突起又は溝を有し、前記ワイヤにより伝達される回転力によって前記軟性部の前記中心軸周りに回転し、前記軟性部は、前記螺旋をねじとして回転させると前記ねじの進む向きが互いに逆となる 2 つの前記バルーンを 1 組として設けられ、前記回転力伝達機構は、前記回転操作部の同じ操作に対して、前記 1 組の中の 2 つのバルーンを互いに逆向きに回転させるものである。

【発明の効果】

【0007】

10

20

30

40

50

この発明は、伸縮自在で回転可能なバルーンを設けたので、器官または配管の内径に適した大きさに調整されたバルーンが回転することによって、駆動力を器官または配管の内壁に効率よく伝えることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

実施の形態 1 .

図 1 は、本実施の形態 1 における内視鏡の構成を説明する斜視図である。図において、内視鏡は、円形などの断面形状を中心軸 101 に沿って延伸した形状を有し、この中心軸 101 を変形して全体形状が湾曲する軟性部 3 と、軟性部 1 の先端で撮像装置、照明、処置用器具などを格納する先端部 1 と、軟性部 3 の先端部 1 と反対側の後端側に設けられて、軟性部 3 を変形させる操作を行う操作部 6 とを備えている。

10

【0009】

ここで、軟性部 3 の先端部 1 の側には、軟性部 3 の壁面の周囲に伸縮自在なバルーン 2 が設けられている。また、軟性部 3 の内側には、バルーン 2 に接続されて、バルーン 2 へバルーン 2 を膨らませるための気体又は液体を送るチューブ 4 が設けられている。また、チューブ 4 のバルーン 2 と反対側の端部には、チューブ 4 へ送り込む気体又は液体の量または圧力を調整するバルーン調整部 7 (またはポンプ部と呼ぶ。) が設けられている。なお、バルーン調整部 7 は、操作部 6 に含まれ、バルーン調整部 7 のポンプの調整によってバルーン 2 への気体又は液体の量又は圧力を調整できる。このバルーン 2 は、バルーン調整部 7 によって、内部の気体又は液体の量又は圧力が調整されると、バルーン 2 の外径が

20

【0010】

また、軟性部 3 の内側には、バルーン 2 へ回転力を伝達するためのワイヤ 5 が設けられている。また、バルーン 2 とワイヤ 5 との間には、ワイヤ 5 の回転力をバルーンに伝達するための回転力伝達機構 8 が設けられている。また、ワイヤ 5 の操作部 6 側には、ワイヤ 5 の回転力を調整する回転操作部 14 が設けられ、回転操作部 14 を回転させることによって、ワイヤ 5 を介して、バルーン 2 を回転することができる。

【0011】

図 1 において、バルーン 2 は、円環面 (トーラス、ドーナツ) 状の形状を有し、前記円環面状の内周が軟性部の外部の壁面を囲うように配設されている。具体的には、バルーン 2 の円環面の最外周が、軟性部 3 の中心軸 101 に垂直な平面上に存在するように配設される。ただし、厳密に前記平面上に存在する必要はなく、概略前記平面上にあればよい。これは、バルーン 2 は伸縮自在で変形可能であるため、回転し、器官等の内壁面に接触すると変形し、厳密には、前記平面上で無くなるためである。また、バルーン 2 は、ワイヤ 5 を介して伝達される回転力によって、前記円環面の外周が前記軟性部の中心軸 101 方向に進むように変形しながら回転する。この回転の例を図 1 のバルーン 2 の周囲に設けられた太線の矢印で示す。

30

【0012】

上述の回転を詳細に説明すると、バルーン 2 の円環面中心軸 102 を中心に、バルーン 2 が、回転する。剛体の円環体 (トーラス) は、円環面中心軸 102 を中心に回転することはできない。しかし、本実施の形態のバルーン 2 は、伸縮、変形自在なシリコンゴムなどの弾性体でできているため、バルーン 2 の両端から回転力が加わると、変形しながら円環面中心軸 102 を中心に回転することができる。また、バルーン 2 が、回転操作部 14 からの回転力によって、円環面中心軸 102 周りに回転すると、器官又は配管の内壁に接触するバルーン 2 の部分 (円環面の外周) が、中心軸 101 方向に移動する力を伝達することになる。

40

【0013】

また、図において、バルーン 2 は、2 個に分割され、2 個で円環面状の形状全体を構成する形態としたが、1 つもしくは 3 つ以上の場合においても同様に機能することは言うま

50

でもない。

【 0 0 1 4 】

図 2 は、バルーン 2 の配設された部分の中心軸 1 0 1 に垂直な面での断面図である。回転力伝達機構 8 は、ねじ歯車 8 a と、はす歯車 8 b とで構成されるウォーム歯車で構成される。ワイヤ 5 の回転力は、上記ウォーム歯車で構成される回転力伝達機構 8 によって、バルーン 2 に伝達され、バルーン 2 が、円環面中心軸 1 0 2 の周りに回転する。なお、上記では、バルーン 2 が、円環面中心軸 1 0 2 周りに回転すると説明したが、バルーン 2 は、形状が変化するため、正確な円環面中心軸 1 0 2 の周りに回転する必要はない。すなわち、仮想的な円環面中心軸 1 0 2 の周りに回転し、器官又は配管の内壁に接触するバルーン 2 の外周が、中心軸 1 0 1 方向に動くように回転すればよい。

10

【 0 0 1 5 】

また、チューブ 4 とバルーン 2 の接続部 9 は、摺動部 1 0 が設けられ、バルーン 2 が回転しても、チューブ 4 が、回転しないようになっている。

【 0 0 1 6 】

本実施の形態の構成によれば、大きさを変えることができ、かつ、回転するバルーン 2 を取り付けたので、胃や腸など各器官の径に適した大きさに調整されたバルーン 2 が回転することによって、駆動力を器官の内壁に効率よく伝えることが可能になる。また、器官の内径が変化しても、バルーン 2 の大きさを内径に合わせて変えることによって、駆動効率を維持することが可能になる。

【 0 0 1 7 】

本実施の形態の構成によれば、バルーン調整部 7 によってバルーン 2 の内部の気体又は液体の量又は圧力が、バルーン 2 の外径が、器官又は配管の内径に合うように膨らませることができる。また、回転操作部 1 4 で回転されたワイヤ 5 を介して、バルーン 2 の円環面状の外周が前記軟性部 3 の中心軸 1 0 1 方向に進むように変形しながら回転することによって、器官又は配管の内壁を駆動して自走させることができる。さらに、器官又は配管の内径が変化しても、バルーン調整部 7 によってバルーン 2 の外径を前記内径に合わせることによって、駆動効率を維持する効果がある。

20

【 0 0 1 8 】

実施の形態 2 .

本実施の形態は、上述の実施の形態 1 のバルーン 2 の形状、及び回転が異なる他の実施の形態を説明するものである。

30

【 0 0 1 9 】

図 3 は、本実施の形態の内視鏡の斜視図を示す図である。なお、実施の形態 1 と同一または対応する意味を持つものについては、同一の符号をつけている。具体的には、先端部 1、軟性部 3、操作部 6、チューブ 4、ワイヤ 5、バルーン調整部 7、及び回転操作部 1 4 は、実施の形態 1 と同様である。図において、本実施の形態のバルーン 2 は、螺旋状の膨らみ、突起、又は溝を有するものである。ここで、螺旋とは、円筒に巻きつけたつのように、一定の歩みで回り進む空間曲線である。

【 0 0 2 0 】

バルーン 2 は、軟性部 3 の先端部 1 側の外部壁面の周囲に設けられている。また、上記螺旋形状は、螺旋つきのねじとすると、ねじを回転されると進行する方向が、軟性部 3 の中心軸 1 0 1 となる方向に設けられている。また、バルーン 2 は、軟性部 3 の中心軸 1 0 1 周りに回転するように保持されている。

40

【 0 0 2 1 】

図 3 のようにバルーン 2 が構成すると、バルーン 2 は、右ねじの形状のように膨らみが付けられているため、バルーン 2 が回転操作部 1 4 側から右にねじが締まる向きに回転させられる。すると、バルーン 2 の外周部は、器官又は配管の内側に対してねじを回すように動作するため、内視鏡は、器官又は配管の内側を先端部側に進むことになる。

【 0 0 2 2 】

図 4 は、ワイヤ 5 の回転力をバルーン 2 に伝える回転力伝達機構 8 の構成を説明する図

50

である。図において、回転力伝達機構 8 は、ワイヤ 5 の先端に設けられたピニオン 8 c と、バルーン 2 の内側に設けられたラック 8 d から構成される。このように構成すると、ワイヤ 5 の回転力が、回転伝達機構 8 によって、軟性部 3 の中心軸 1 0 1 の周りに回転させることができる。なお、内視鏡の長手方向の軸周りに回転させることができるということもできる。

【 0 0 2 3 】

図 5 は、チューブ 4 とバルーン 2 との接続部を説明する図である。図 5 は、バルーン 2 が配設されている部分を軟性部の中心軸 1 0 1 を含む面で切断した断面図である。バルーン 2 には、バルーン 2 の内側にリジッドなリング 1 1 が設けられている。これによって、バルーン 2 に気体又は液体が送り込まれても、軟性部 3 の内側に膨張しないようになっている。チューブ 4 とバルーン 2 とは、接続部 9 にて接続されている。リング 1 1 と、接続部 9 との間には、摺動部 1 0 が設けられ、バルーン 2 が回転しても、チューブ 4 が回転しないようになっている。

【 0 0 2 4 】

以上では、バルーン 2 が、1 つ設けられた場合について説明したが、2 つ以上も受けられても同様に機能し、器官又は配管の内壁に駆動力を確実に伝達できる。

【 0 0 2 5 】

本実施の形態の構成によれば、バルーン調整部（ポンプ）7 によって、胃や腸などの器官の径にあわせて膨らませたバルーン 2 を操作部 6 の回転操作部 1 4 で回転されたワイヤによって、内視鏡の長手方向の軸（中心軸 1 0 1）周りに回転させる。すると、ねじを回して締めるのと同様の原理によって、器官の内壁を駆動して内視鏡を自走させることができる。例えば、バルーン 2 に設けられた螺旋形状が、右ねじの螺旋を有する場合には、回転操作部 1 4 を操作部 6 側から見て、時計回りに回転させることで、先端部 1 側に内視鏡が自走することができる。

【 0 0 2 6 】

また、本実施の形態によれば、バルーン 2 の内側は、リジッドなリング 1 1 で構成されるため、バルーン 2 の膨張により、軟性部 3 が圧迫されることなく、気体又は液体の量を効率よくバルーン 2 の膨張に使うことができる。

【 0 0 2 7 】

また、本実施の形態によれば、バルーン部 2 の内側を、リジッドなリング 1 1 と、リング 1 1 と接続部 9 との間に摺動部 1 0 が設けられ、リング 1 1 がワイヤ 4 の回転力によって回転するが、接続部 9 が回転しないため、チューブ 4 が回転することなく、切れるなどの不具合が発生しない効果がある。

【 0 0 2 8 】

実施の形態 3 .

上述の実施の形態は、回転操作部 1 4 の操作によって、複数のバルーン 2 は、同じ方向に回転した。すると、内視鏡は、器官又は配管の内壁から、反力として回転力を受ける。本実施の形態は、螺旋の向きが逆向きのバルーン 2 を 1 組として、螺旋の向きが逆のバルーン 2 を逆向きに回転させることによって、上記ねじり反力を防止するものである。

【 0 0 2 9 】

図 6 は、本実施の形態を示す内視鏡の斜視図である。なお、実施の形態 1 と同一または対応する意味を持つものについては、同一の符号をつけている。具体的には、先端部 1、軟性部 3、操作部 6、チューブ 4、ワイヤ 5、バルーン調整部 7、及び回転操作部 1 4 は、実施の形態 2 と同様である。

【 0 0 3 0 】

図において、螺旋状にふくらみのある形状を有するバルーン 2 a、2 b は、基本的に実施の形態 2 のバルーン 2 と同様である。ただし、螺旋の向きが、互いに逆向きである。すなわち、バルーン 2 a とバルーン 2 b とを、同一方向に回転させると、ねじを回して締めるのと同様の原理によって、進む方向が逆となるように構成されている。また、バルーン 2 a 及び 2 b は、回転操作部 1 4 によって、ワイヤ 5 に回転力が伝達されると、回転力伝

10

20

30

40

50

達機構 8 によって、互いに逆向きに回転するように構成されている。

【 0 0 3 1 】

図 7 は、回転力伝達機構 8 を説明するための斜視図である。図において、回転操作部 1 4 で回転されたワイヤ 5 a の回転力（ここでは、正回転とする。）は、ピニオン 8 c a 及びラック 8 d により、1 組のバルーン 2 の内の操作部 6 側のバルーン 2 a を正回転させる。同時に、ピニオン 8 c a は、ピニオン 8 c b を逆回転させる。ピニオン 8 c b に伝達された逆回転の回転力は、ワイヤ 5 b、ピニオン 8 c c を介して、1 組のバルーン 2 の先端部 1 側のバルーン 2 b を 8 d によって逆回転させる。以上によって、回転操作部 1 4 の同じ操作に対して、1 組のバルーンを構成するバルーン 2 a とバルーン 2 b とは、互いに逆に回転することとなる。

10

【 0 0 3 2 】

バルーン 2 a、バルーン 2 b とチューブ 4 との接続部の構成は、実施の形態 2 と同様に行うことができる（図 5）。このように構成すれば、バルーン調整部 7 から、気体又は液体をバルーン 2 a とバルーン 2 b とへ、それぞれ送ることによって、バルーン 2 a、2 b は、器官又は配管の内壁に接触する程度に膨らむ。バルーン 2 a、2 b は、器官又は配管の内壁のほぼ全周にわたり接触するので、器官又は配管の内径によらず、駆動力を効率よく発揮することができる。

【 0 0 3 3 】

また、螺旋の向きが異なる 1 組のバルーン 2 a、2 b を上述の回転力伝達機構によって、内視鏡の長手方向の軸（中心軸 1 0 1）周りに、互いに逆向きに回転させると、接触した器官又は配管の内側に対して同じ向きの駆動力を発生させることができる。この駆動力によって、内視鏡を自走させることができる。

20

【 0 0 3 4 】

また、実施の形態 2 のバルーン 2 を設けただけでは、バルーンが回転して器官又は配管の内側に駆動力を伝え、反力として、逆の回転力が発生する。これにより、内視鏡はねじれることになり、不具合が生じる（具体的に何が問題になるのでしょうか？）。

【 0 0 3 5 】

これに対して、本実施の形態によれば、バルーン 2 a とバルーン 2 b とは、互いに逆に回転するため、上記反力として発生する回転力も、逆向きとなる。これら反力としての回転力は、1 組のバルーン 2 について打ち消しあうことになり、内視鏡全体が、ねじれることを回避できる。具体的に説明すると、例えば、バルーン 2 a を正回転すると、これに対して内視鏡には、前記反力として、逆回転の回転力が発生する。しかし、他方のバルーン 2 b は、逆回転するため、これに対して内視鏡には、前記反力として、正回転が発生する。バルーン 2 a に発生する逆回転の回転力と、バルーン 2 b に発生する正回転の回転力が内視鏡に加わるが、これらの回転力の大きさがほぼ同じで、向きが逆のため、結果として内視鏡に発生する回転力が相殺され、ほぼ 0 とすることができる。

30

【 0 0 3 6 】

上記では、螺旋の回転の向きが異なるバルーン 2 a とバルーン 2 b とを 1 組のバルーン 2 とする例を示したが、2 組以上のバルーン 2 を設けても同様に機能することは言うまでもない。

40

【 0 0 3 7 】

本実施の形態の構成によれば、螺旋の回転の向きが異なるバルーン 2 a とバルーン 2 b とを 1 組として、互いに逆向きに回転するように回転力伝達機構 8 を構成したので、器官又は配管の内側から受ける反力としての回転力が、逆向きで同じ大きさの回転力となって相殺され、内視鏡全体には、ねじれが生じない効果がある。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 8 】

【図 1】この発明の実施の形態 1 を示す内視鏡の斜視図である。

【図 2】この発明の実施の形態 1 を示す内視鏡の断面図である。

【図 3】この発明の実施の形態 2 を示す内視鏡の斜視図である。

50

【図４】この発明の実施の形態２を示す内視鏡の回転力伝達機構の斜視図である。

【図５】この発明の実施の形態２を示す内視鏡のチューブとバルーンの接続部の断面図である。

【図６】この発明の実施の形態３を示す内視鏡の斜視図である。

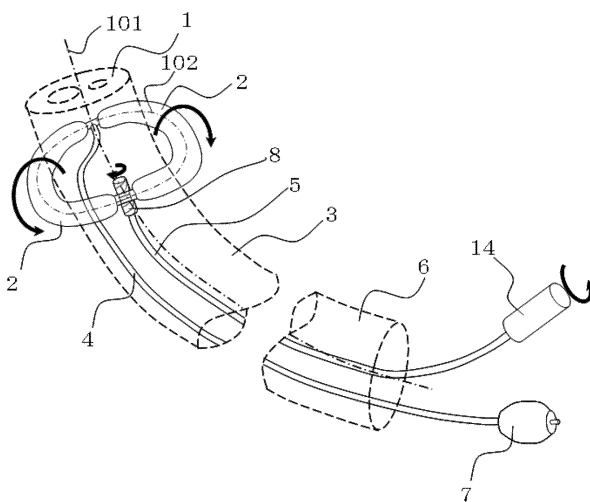
【図７】この発明の実施の形態３を示す内視鏡の回転力伝達機構の斜視図である。

【符号の説明】

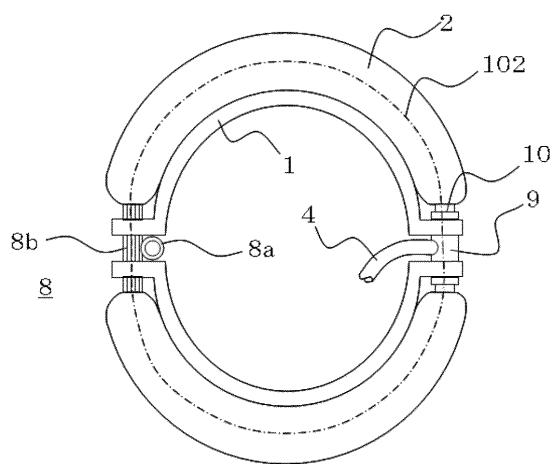
【００３９】

１ 先端部、２，２ａ，２ｂ バルーン、３ 軟性部、４ チューブ、５ ワイヤ、６ 操作部、７ バルーン調整部（ポンプ）、８ 回転力伝達機構、８ａ ねじ歯車、８ｂ はす歯車、８ｃ，８ｃａ，８ｃｂ，８ｃｃ ピニオン、８ｄ ラック、９ 接続部、１０ 摺動部、１１ リング、１４ 回転操作部。

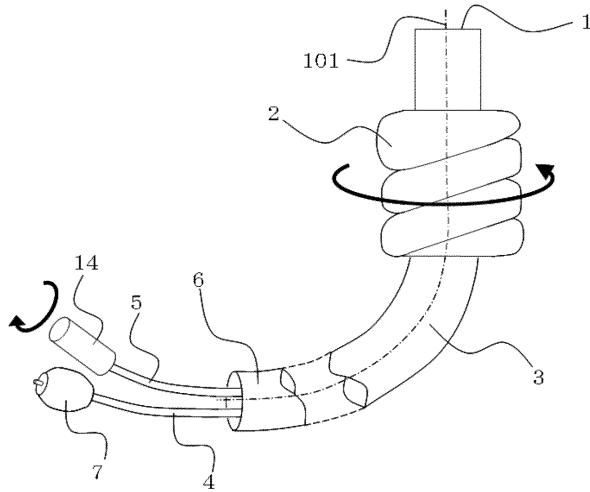
【図１】



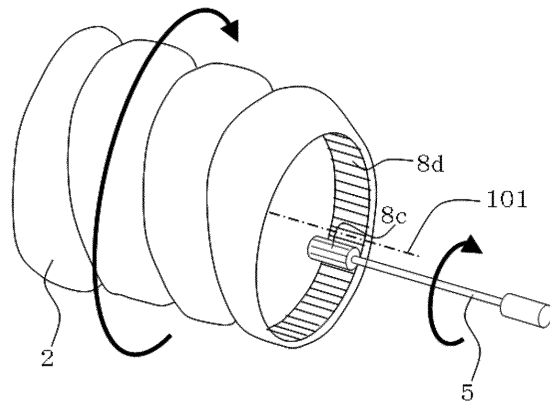
【図２】



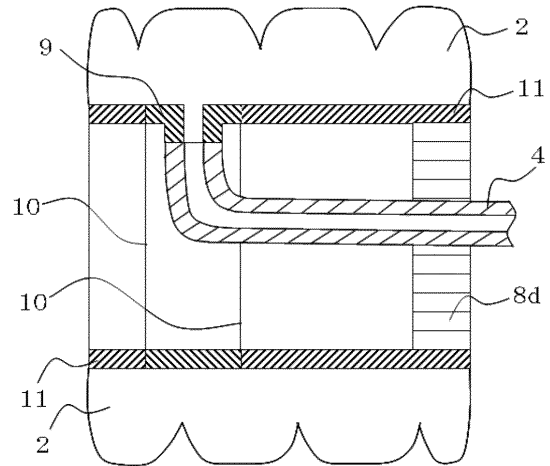
【図 3】



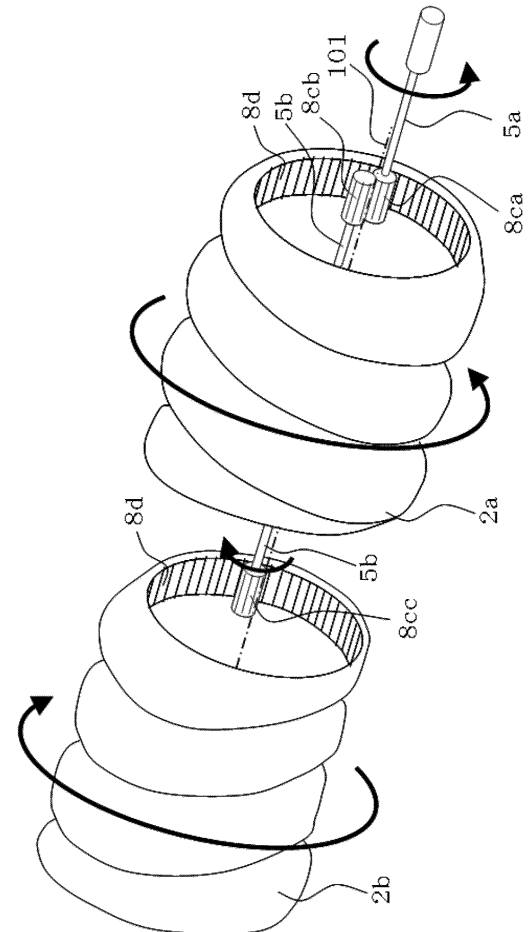
【図 4】



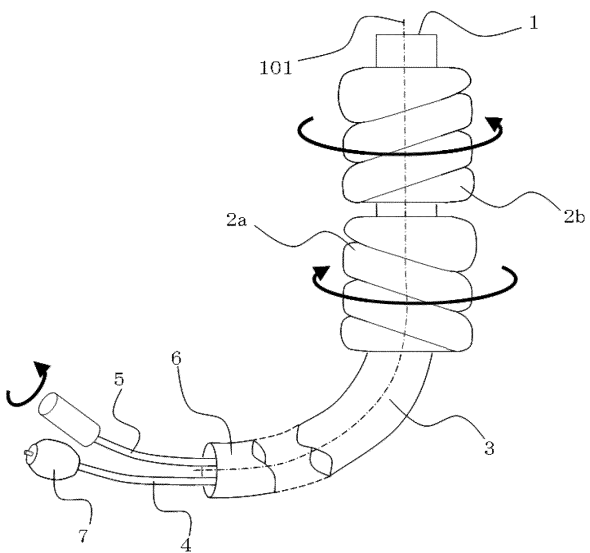
【図 5】



【図 7】



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 黒田 健
東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三菱電機株式会社内

審査官 渡 辺 純也

(56)参考文献 国際公開第2006/130422(WO, A1)
特開2005-328998(JP, A)
特開2007-125356(JP, A)
特開2005-296256(JP, A)
特開平01-229219(JP, A)
特開平08-038416(JP, A)
特表2009-501555(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 ~ 1/32
G02B 23/24 ~ 23/26

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP5157609B2	公开(公告)日	2013-03-06
申请号	JP2008106694	申请日	2008-04-16
[标]申请(专利权)人(译)	三菱电机株式会社		
申请(专利权)人(译)	三菱电机株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三菱电机株式会社		
[标]发明人	竹家章仁 黒田健		
发明人	竹家 章仁 黒田 健		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00156 A61B1/00082 A61B1/0016 A61M25/0116		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.320.C G02B23/24.A A61B1/00.610 A61B1/00.612 A61B1/00.715 A61B1/01.513		
F-TERM分类号	2H040/DA03 2H040/DA16 2H040/DA17 2H040/DA21 4C061/AA29 4C061/DD03 4C061/FF36 4C061/GG25 4C161/AA29 4C161/DD03 4C161/FF36 4C161/GG25		
代理人(译)	高桥省吾 稻叶忠彦 村上佳菜子		
其他公开文献	JP2009254554A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够有效传递驱动力的内窥镜，无论管的器官或内径如何。ŽSOLUTION：在具有柔软部分，远端部分和操作部分的内窥镜中，柔软部分具有一个或多个可扩展球囊，所述可扩展球囊设置在远端部分侧的外壁表面周围，管连接到内部的气球将空气或液体送到气球，以及用于将旋转力传递到气球的导线。操作部分具有气球调节部分和旋转操作部分，气球调节部分用于调节送入管中的空气或液体的量，旋转操作部分用于旋转导线。用于将线的旋转力传递到球囊的旋转力传递机构设置在球囊和线之间。Ž

【图 2】

