

(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2011-41749

(P2011-41749A)

(43) 公開日 平成23年3月3日(2011.3.3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 C	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 P	4 C 0 6 1
	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2009-193225 (P2009-193225)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成21年8月24日 (2009. 8. 24)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100083116
			弁理士 松浦 憲三
		(72) 発明者	山川 真一
			埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
			番地 富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 DA12 DA15 DA21 DA41 DA57
			GA02 GA10 GA11
			4C061 AA04 DD03 FF36 JJ06

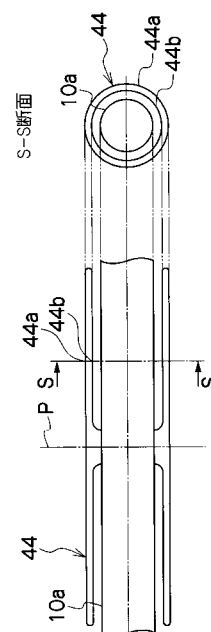
(54) 【発明の名称】 管内移動体用アクチュエータ、内視鏡、及び管内移動体用アクチュエータの製造方法

(57) 【要約】

【課題】回転バルーンのような膨張収縮部材で発生する推進力を効率よく管壁に伝達することができる管内移動体用アクチュエータ、内視鏡、及び管内移動体用アクチュエータの製造方法を提供する。

【解決手段】係止バルーン44は、内圧がかかっていない収縮状態において、挿入部10の先端部10aの進行方向に垂直な断面のうち、外側円周部44a及び内側円周部44bからなる断面を有し、前記外側円周部44aの円周の長さをL1、前記内側円周部44bの円周の長さをL2としたとき、次式 $(L1 - L2) / L1 \geq 0.5$ （ただし、 $L1 > L2$ とする。）が成り立つように構成されている。これによって、係止バルーン44は回転位置によらずひずみ分布は同様になり、係止バルーン44で発生する推進力をロスすることなく管壁40に伝達することが可能となる。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

膨張して管壁に接触した時に管内移動体と前記管壁との間を埋める第 1 の部分と、前記管壁と接触して推進力を発生させる第 2 の部分とを備え、その一部が前記管内移動体に固定された第 1 膨張収縮部材と、

前記管内移動体に固定され、膨張して管壁に接触する第 2 膨張収縮部材と、

前記第 1 膨張収縮部材を駆動させる駆動手段と、

前記第 1 膨張収縮部材及び前記第 2 膨張収縮部材の少なくとも一方を膨張させて前記管壁に係止させた状態を保持すると共に、前記駆動手段による駆動によって前記第 1 膨張収縮部材の前記第 1 の部分が前記第 2 の部分になるようにして前記管内移動体と前記管壁との相対位置を変化させるように制御する制御部と、を備え、

前記第 1 膨張収縮部材は、内圧がかかっていない収縮状態において、前記管内移動体の進行方向に垂直な断面のうち、外側円周部及び内側円周部からなる断面を有し、前記外側円周部の円周の長さを L_1 、前記内側円周部の円周の長さを L_2 としたとき、次式

$$(L_1 - L_2) / L_1 \geq 0.5 \quad (\text{ただし、} L_1 \geq L_2 \text{ とする。})$$

が成り立つように構成されていることを特徴とする管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 2】

前記第 1 膨張収縮部材は、次式

$$(L_1 - L_2) / L_1 \geq 0.3$$

が成り立つように構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 3】

前記第 1 膨張収縮部材は、次式

$$(L_1 - L_2) / L_1 \geq 0.2$$

が成り立つように構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 4】

前記駆動手段は、前記第 1 膨張収縮部材及び前記第 2 膨張収縮部材とともに管内移動方向に並べて配置され、かつ前記管内移動体に固定された第 3 膨張収縮部材であり、

前記制御部は、前記第 1 膨張収縮部材又は前記第 2 膨張収縮部材の少なくとも一方を膨張させて前記管壁に係止させた状態を保持し、前記第 3 膨張収縮部材を膨張させて前記第 1 膨張収縮部材を押圧させるように制御することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 5】

前記制御部は、前記第 1 膨張収縮部材又は前記第 2 膨張収縮部材の少なくとも一方を膨張させて前記管壁に係止させた状態を保持し、前記第 3 膨張収縮部材によって前記第 1 膨張収縮部材を押圧させることにより前記管壁を手繰り寄せるように制御することを特徴とする請求項 4 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 6】

前記制御部は、前記第 1 膨張収縮部材の表面が繰り出されることにより前記管壁を手繰り寄せるように制御することを特徴とする請求項 4 又は 5 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 7】

前記第 1 膨張収縮部材は、膨張させて前記管壁に係止させた状態で収縮状態の前記第 3 膨張収縮部材の少なくとも一部に覆い被さることを特徴とする請求項 4 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 8】

前記第 1 膨張収縮部材、前記第 2 膨張収縮部材、及び前記第 3 膨張収縮部材の少なくとも 1 つはバルーンであることを特徴とする請求項 4 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の管内移動体用アクチュエータ。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記管内移動体に設けられ管内移動方向に前記第 1 膨張収縮部材、前記第 3 膨張収縮部材、及び前記第 2 膨張収縮部材とともに並べて配置されるものであって、前記第 3 膨張収縮部材に対して前記第 1 膨張収縮部材を挟んで反対側に配置される第 4 膨張収縮部材を有することを特徴とする請求項 4 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 10】

前記制御部は、前記第 1 膨張収縮部材及び前記第 2 膨張収縮部材の少なくとも一方を膨張させて前記管壁に係止させた状態を保持し、前記第 4 膨張収縮部材を膨張させて前記第 1 膨張収縮部材を押圧させるように制御することを特徴とする請求項 9 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

10

【請求項 11】

前記第 1 膨張収縮部材は、膨張させて前記管壁に係止させた状態で収縮状態の前記第 4 膨張収縮部材の少なくとも一部に覆い被さることを特徴とする請求項 9 又は 10 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 12】

管内移動方向の前方から前記第 3 膨張収縮部材、前記第 1 膨張収縮部材、前記第 2 膨張収縮部材の順に配置されていることを特徴とする請求項 4 乃至 11 のいずれか 1 項に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 13】

管内移動方向の前方から前記第 2 膨張収縮部材、前記第 3 膨張収縮部材、前記第 1 膨張収縮部材の順に配置されていることを特徴とする請求項 4 乃至 12 のいずれか 1 項に記載の管内移動体用アクチュエータ。

20

【請求項 14】

請求項 1 乃至 13 のいずれか 1 項に記載の管内移動体用アクチュエータを備えることを特徴とする内視鏡。

【請求項 15】

膨張して管壁に接触した時に管内移動体と前記管壁との間を埋める第 1 の部分と、前記管壁と接触して推進力を発生させる第 2 の部分とを備え、その一部が前記管内移動体に固定された第 1 膨張収縮部材と、

30

前記管内移動体に固定され、膨張して管壁に接触する第 2 膨張収縮部材と、

前記第 1 膨張収縮部材を駆動させる駆動手段と、

前記第 1 膨張収縮部材及び前記第 2 膨張収縮部材の少なくとも一方を膨張させて前記管壁に係止させた状態を保持すると共に、前記駆動手段による駆動によって前記第 1 膨張収縮部材の前記第 1 の部分が前記第 2 の部分になるようにして前記管内移動体と前記管壁との相対位置を変化させるように制御する制御部と、を備え、

前記第 1 膨張収縮部材は、内圧がかかっていない収縮状態において、前記管内移動体の進行方向に垂直な断面のうち、外側円周部及び内側円周部からなる断面を有し、前記外側円周部の円周の長さを L_1 、前記内側円周部の円周の長さを L_2 としたとき、次式

40

$(L_1 - L_2) / L_1 \geq 0.5$ (ただし、 $L_1 \geq L_2$ とする。)

が成り立つように構成されている管内移動体用アクチュエータの製造方法であって、

前記第 1 膨張収縮部材は、円筒状のゴム円筒の内部に前記管内移動体が配置された状態において、前記ゴム円筒の両端部を内側に折り返して、該両端部を前記管内移動体に固着することにより形成されることを特徴とする管内移動体用アクチュエータの製造方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は管内移動体用アクチュエータ、内視鏡、及び管内移動体用アクチュエータの製造方法に係り、特に、管壁に推進力を伝えて管内を移動する技術に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

内視鏡の大腸挿入は、大腸が体内で曲がりくねった構造であること、体腔に固定されていない部分があることなどから、非常に難しい。そのため、挿入手技の習得には多くの経験を必要とし、挿入手技が未熟の場合には、患者に大きな苦痛を与える結果となる。

【 0 0 0 3 】

大腸部位の中で特に挿入が難しいと言われているのは、S状結腸と横行結腸である。S状結腸と横行結腸はその他の結腸とは異なり体腔内に固定されていない。そのため、自身の長さの範囲にて体腔内で任意な形状をとることができ、また、内視鏡挿入時の接触力により体腔内で変形する。

【 0 0 0 4 】

大腸挿入においては、挿入時の腸管への接触を少しでも減らすために、S状結腸や横行結腸を直線化することが重要である。直線化のために多くの手技がこれまで提案されているが、同時に、曲がった腸管を手繰り寄せて湾曲度合いを低減するための挿入補助具がいくつか提案されている。

【 0 0 0 5 】

例えば、特許文献1, 2には、可撓管部の外周面に螺旋状に4本の膨張・収縮が可能な変動チューブ巻回されており、各変動チューブ内の圧力を変動させて4本の変動チューブを順次膨張・収縮させることにより、外皮の外周面を順次膨張・収縮させて先端側から手元側に膨張部を移動させて腸管を手繰り寄せる技術が開示されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開平 1 1 - 9 5 4 5 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 6 - 2 2 3 8 9 5 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、複数の変動チューブの上下運動だけではチューブの接触面を移動させる効果はほとんどない。腸管のひだが、膨張したチューブ間の溝に効率的に入った場合にのみ手繰り寄せる効果があるが、S状結腸ではひだはほとんど存在せず、また手繰り寄せる過程で腸管は直線化しひだの突起量は小さくなるため、手繰り寄せる効果は著しく低減する。

【 0 0 0 8 】

一方、例えば1つのバルーンを膨張させ該バルーンの外周面の第1の部分を腸管内壁に当接させて係止させた状態としたときに、該第1の部分と連続しているバルーンの外周面の第2の部分に腸管内壁に沿ってバルーンの外周面を移動させると、バルーンが腸管内壁に当接している状態ではこの第1の部分から第2の部分の移動に伴い、例えば腸管内壁を手繰り寄せることができるが、腸管等の生体組織は、その組織の弾性により応力を加えることで管径方向だけでなく管内壁に沿って伸縮すると共に、応力を解除すると該弾性による復元力によって伸縮前の状態に戻る性質があるため、バルーンを収縮させ腸管内壁から離すと、上述した復元力により手繰り寄せた腸管内壁が元に戻るようになる。

【 0 0 0 9 】

このように、1つのバルーンによって係止力を発生させて腸壁に係止させ、かつ推進力を発生させて腸壁に対し相対的に移動させることは困難である。

【 0 0 1 0 】

これに対して、例えば管内移動方向に2つのバルーンを並べて配置し、一方のバルーンを回転バルーン（係止バルーン）、他方のバルーンを駆動バルーンとしたとき、回転バルーンを膨張させて腸管に係止させた後、駆動バルーンを膨張させて回転バルーンを押圧させるように制御することによって回転バルーンを回転させる方式（回転バルーン方式）の推進機構が検討されている。この推進機構によれば、1つのバルーンのみを用いた場合に

10

20

30

40

50

比べて大きな推進量と推進力を得ることができ、管内移動体を腸壁に対し相対的に確実に移動させることができる。

【 0 0 1 1 】

しかしながら、このような回転バルーン方式の推進機構では、回転バルーンを回転させたときに生じるひずみエネルギーによって、回転バルーンで発生する推進力が大きくロスされてしまうという問題がある。

【 0 0 1 2 】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、回転バルーンのような膨張収縮部材で発生する推進力を効率よく管壁に伝達することができる管内移動体用アクチュエータ、内視鏡、及び管内移動体用アクチュエータの製造方法を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

前記目的を達成するために、本発明の第 1 の態様に係る管内移動体用アクチュエータは、膨張して管壁に接触した時に管内移動体と前記管壁との間を埋める第 1 の部分と、前記管壁と接触して推進力を発生させる第 2 の部分とを備え、その一部が前記管内移動体に固定された第 1 膨張収縮部材と、前記管内移動体に固定され、膨張して管壁に接触する第 2 膨張収縮部材と、前記第 1 膨張収縮部材を駆動させる駆動手段と、前記第 1 膨張収縮部材及び前記第 2 膨張収縮部材の少なくとも一方を膨張させて前記管壁に係止させた状態を保持すると共に、前記駆動手段による駆動によって前記第 1 膨張収縮部材の前記第 1 の部分が前記第 2 の部分になるようにして前記管内移動体と前記管壁との相対位置を変化させるように制御する制御部と、を備え、前記第 1 膨張収縮部材は、内圧がかかっていない収縮状態において、前記管内移動体の進行方向に垂直な断面のうち、外側円周部及び内側円周部からなる断面を有し、前記外側円周部の円周の長さを L_1 、前記内側円周部の円周の長さを L_2 としたとき、次式 $(L_1 - L_2) / L_1 \geq 0.5$ (ただし、 $L_1 \geq L_2$ とする。) が成り立つように構成されていることを特徴とする。

20

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、第 1 膨張収縮部材は、内圧がかかっていない収縮状態において、前記管内移動体の進行方向に垂直な断面のうち、外側円周部及び内側円周部からなる断面を有し、外側円周部及び内側円周部は同程度の円周長さに構成されるので、第 1 膨張収縮部材のひずみ分布は回転位置によらず常に同様になり、第 1 膨張収縮部材が管壁に係止していない状態では負荷なく回転できるようになる。従って、第 1 膨張収縮部材で発生する推進力をロスすることなく管壁に伝達することが可能となり、管内移動体を効率的に移動させることができる。

30

【 0 0 1 5 】

本発明の第 2 の態様に係る管内移動体用アクチュエータは、前記第 1 の態様において、前記第 1 膨張収縮部材は、次式 $(L_1 - L_2) / L_1 \geq 0.3$ が成り立つように構成されていることを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

本発明の第 3 の態様に係る管内移動体用アクチュエータは、前記第 1 の態様において、前記第 1 膨張収縮部材は、次式 $(L_1 - L_2) / L_1 \geq 0.2$ が成り立つように構成されていることを特徴とする。

40

【 0 0 1 7 】

本発明の第 4 の態様に係る管内移動体用アクチュエータは、前記第 1 乃至 3 のいずれかの態様において、前記駆動手段は、前記第 1 膨張収縮部材及び前記第 2 膨張収縮部材とともに管内移動方向に並べて配置され、かつ前記管内移動体に固定された第 3 膨張収縮部材であり、前記制御部は、前記第 1 膨張収縮部材又は前記第 2 膨張収縮部材の少なくとも一方を膨張させて前記管壁に係止させた状態を保持し、前記第 3 膨張収縮部材を膨張させて前記第 1 膨張収縮部材を押圧させるように制御することを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

本発明の第 5 の態様に係る管内移動体用アクチュエータは、前記第 4 の態様において、

50

前記制御部は、前記第 1 膨張収縮部材又は前記第 2 膨張収縮部材の少なくとも一方を膨張させて前記管壁に係止させた状態を保持し、前記第 3 膨張収縮部材によって前記第 1 膨張収縮部材を押圧させることにより前記管壁を手繰り寄せるように制御することを特徴とする。

【0019】

本発明の第 6 の態様に係る管内移動体用アクチュエータは、前記第 4 又は 5 の態様において、前記制御部は、前記第 1 膨張収縮部材の表面が繰り出されることにより前記管壁を手繰り寄せるように制御することを特徴とする。

【0020】

本発明の第 7 の態様に係る管内移動体用アクチュエータは、前記第 4 乃至 6 のいずれかの態様において、前記第 1 膨張収縮部材は、膨張させて前記管壁に係止させた状態で収縮状態の前記第 3 膨張収縮部材の少なくとも一部に覆い被さることを特徴とする。

10

【0021】

本発明の第 8 の態様に係る管内移動体用アクチュエータは、前記第 4 乃至 7 のいずれかの態様において、前記第 1 膨張収縮部材、前記第 2 膨張収縮部材、及び前記第 3 膨張収縮部材の少なくとも 1 つはバルーンであることを特徴とする。

【0022】

本発明の第 9 の態様に係る管内移動体用アクチュエータは、前記第 4 乃至 8 のいずれかの態様において、前記管内移動体に設けられ管内移動方向に前記第 1 膨張収縮部材、前記第 3 膨張収縮部材、及び前記第 2 膨張収縮部材とともに並べて配置されるものであって、前記第 3 膨張収縮部材に対して前記第 1 膨張収縮部材を挟んで反対側に配置される第 4 膨張収縮部材を有することを特徴とする。

20

【0023】

本発明の第 10 の態様に係る管内移動体用アクチュエータは、前記第 9 の態様において、前記制御部は、前記第 1 膨張収縮部材及び前記第 2 膨張収縮部材の少なくとも一方を膨張させて前記管壁に係止させた状態を保持し、前記第 4 膨張収縮部材を膨張させて前記第 1 膨張収縮部材を押圧させるように制御することを特徴とする。

【0024】

本発明の第 11 の態様に係る管内移動体用アクチュエータは、前記第 9 又は 10 の態様において、前記第 1 膨張収縮部材は、膨張させて前記管壁に係止させた状態で収縮状態の前記第 4 膨張収縮部材の少なくとも一部に覆い被さることを特徴とする。

30

【0025】

本発明の第 12 の態様に係る管内移動体用アクチュエータは、前記第 4 乃至 11 のいずれかの態様において、管内移動方向の前方から前記第 3 膨張収縮部材、前記第 1 膨張収縮部材、前記第 2 膨張収縮部材の順に配置されていることを特徴とする。

【0026】

本発明の第 13 の態様に係る管内移動体用アクチュエータは、前記第 4 乃至 12 のいずれかの態様において、管内移動方向の前方から前記第 2 膨張収縮部材、前記第 3 膨張収縮部材、前記第 1 膨張収縮部材の順に配置されていることを特徴とする。

【0027】

本発明の第 14 の態様に係る内視鏡は、前記第 1 乃至 13 のいずれかの態様の管内移動体用アクチュエータを備えることを特徴とする。

40

【0028】

本発明の第 15 の態様に係る管内移動体用アクチュエータの製造方法は、膨張して管壁に接触した時に管内移動体と前記管壁との間を埋める第 1 の部分と、前記管壁と接触して推進力を発生させる第 2 の部分とを備え、その一部が前記管内移動体に固定された第 1 膨張収縮部材と、前記管内移動体に固定され、膨張して管壁に接触する第 2 膨張収縮部材と、前記第 1 膨張収縮部材を駆動させる駆動手段と、前記第 1 膨張収縮部材及び前記第 2 膨張収縮部材の少なくとも一方を膨張させて前記管壁に係止させた状態を保持すると共に、前記駆動手段による駆動によって前記第 1 膨張収縮部材の前記第 1 の部分が前記第 2 の部

50

分になるようにして前記管内移動体と前記管壁との相対位置を変化させるように制御する制御部と、を備え、前記第１膨張収縮部材は、内圧がかかっていない収縮状態において、前記管内移動体の進行方向に垂直な断面のうち、外側円周部及び内側円周部からなる断面を有し、前記外側円周部の円周の長さを L_1 、前記内側円周部の円周の長さを L_2 としたとき、次式 $(L_1 - L_2) / L_1 = 0.5$ （ただし、 $L_1 = L_2$ とする。）が成り立つように構成されている管内移動体用アクチュエータの製造方法であって、前記第１膨張収縮部材は、円筒状のゴム円筒の内部に前記管内移動体が配置された状態において、前記ゴム円筒の両端部を内側に折り返して、該両端部を前記管内移動体に固着することにより形成されることを特徴とする。

【発明の効果】

10

【００２９】

本発明によれば、第１膨張収縮部材は、内圧がかかっていない収縮状態において、前記管内移動体の進行方向に垂直な断面のうち、外側円周部及び内側円周部からなる断面を有し、外側円周部及び内側円周部は同程度の円周長さに構成されるので、第１膨張収縮部材のひずみ分布は回転位置によらず常に同様になり、第１膨張収縮部材が管壁に係止していない状態では負荷なく回転できるようになる。従って、第１膨張収縮部材で発生する推進力をロスすることなく管壁に伝達することが可能となり、管内移動体を効率的に移動させることができる。

【図面の簡単な説明】

20

【００３０】

【図１】電子内視鏡の構成図である。

【図２】挿入部の先端部の拡大断面図である。

【図３】バルーン制御装置のブロック構成図である。

【図４】推進動作における正進動作のタイムチャートを示した図である。

【図５】図４の正進動作のタイミングチャートに対応させた各バルーンの膨張及び収縮の様子を示した概略断面図である。

【図６】推進動作における逆進動作のタイムチャートを示した図である。

【図７】図６の逆進動作のタイミングチャートに対応させた各バルーンの膨張及び収縮の様子を示した概略断面図である。

【図８】係止バルーンの側面及び正面断面図である。

30

【図９】係止バルーンの製作方法の一例を示した説明図である。

【図１０】係止バルーンの回転前後の様子を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【００３１】

以下添付図面に従って本発明の好ましい実施の形態について詳説する。

図１は、本発明の実施形態に係る電子内視鏡の外観を示す図である。また、図２は、図１の電子内視鏡の先端部の構成を示す図である。

【００３２】

図１に示すように、本実施形態の電子内視鏡１は、被検体の管内に挿入され当該管内を移動する管内移動体である挿入部１０と、挿入部１０の基端部分に連設された操作部１２とを備えて構成される。

40

【００３３】

挿入部１０の先端に連設された先端部１０ａには、被検体内の被観察部位の像光を取り込むための対物レンズと像光を撮像する撮像素子（いずれも図示せず）が内蔵されている。撮像素子により取得された被検体内の画像は、ユニバーサルコード１４に接続されたプロセッサ装置のモニタ（いずれも図示せず）に内視鏡画像として表示される。

【００３４】

また、先端部１０ａには、被観察部位に光源装置（図示せず）からの照明光を照射するための照明窓や、鉗子口１６と連通した鉗子出口、送気・送水ボタン１２ａを操作することによって、対物レンズを保護する観察窓の汚れを落とすための洗浄水やエアーが噴射さ

50

れるノズルなどが設けられている。

【0035】

先端部10aの後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部10bが設けられている。湾曲部10bは、操作部12に設けられたアングルノブ12bが操作されて、挿入部10内に挿設されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右方向に湾曲動作する。これにより、先端部10aが被検体内の所望の方向に向けられる。

【0036】

湾曲部10bの後方には、可撓性を有する軟性部10cが設けられている。軟性部10cは、先端部10aが被観察部位に到達可能なように、且つ術者が操作部12を把持して操作する際に支障を来さない程度に患者との距離を保つために、1～数mの長さを有する。

10

【0037】

先端部10aには、その進行方向の前方側（図2の右側）から順に、第1駆動バルーン42、係止バルーン44、及び第2駆動バルーン46の3つのバルーンが並べて配置されており、さらにこれらの後方には保持バルーン23が所定の間隔をおいて配置されている。

【0038】

係止バルーン44は、膨張時に管壁の内壁面に接して係止することができる膨張特性を有するバルーンである。

【0039】

また、保持バルーン23は、係止バルーン44が管壁に接触していない時に、挿入部10の先端部10aの位置をほぼ中央に保持するためのバルーンである。なお、後述する推進動作では、係止バルーン44及び保持バルーン23の少なくとも一方が膨張して管壁に当接して係止されるようになっている。

20

【0040】

第1及び第2駆動バルーン42、46、係止バルーン44、及び保持バルーン23は、主に膨張収縮自在なラテックスゴムからなり、各バルーン内の圧力を制御するバルーン制御装置18にそれぞれ接続されている。

【0041】

先端部10aの内部には、第1駆動バルーン42に連通し気体を送られる送気管48と、係止バルーン44に連通し気体を送られる送気管50と、第2駆動バルーン46に連通し気体を送られる送気管52と、保持バルーン23に連通し気体を送られる送気管27とが設けられている。これら送気管48、50、52、27は、湾曲部10b、軟性部10c、及びユニバーサルコード14の内部を通して前述のバルーン制御装置18に接続されている。

30

【0042】

なお、先端部10aにおいて第1及び第2駆動バルーン42、46と係止バルーン44は互いに隣接して配置され、挿入部10の周方向全体に形成される。また、第1及び第2駆動バルーン42、46と係止バルーン44は、挿入部10の周方向に一樣な形状（軸対称な形状）に構成されていることが好ましいが、これに限定されず、挿入部10の周方向に一樣ではない形状（非軸対称な形状）であってもよい。

40

【0043】

また、第1及び第2駆動バルーン42、46と係止バルーン44が挿入部10の先端部10aに配置された構成となっているが、これに限らず、湾曲部10bや軟性部10cに配置されていてもよい。

【0044】

また、少なくとも係止バルーン44と第1駆動バルーン42、係止バルーン44と第2駆動バルーン46は、互いに形状が異なることが好ましい。

【0045】

また、図2に示すように係止バルーン44が収縮時に第1駆動バルーン42や第2駆動

50

バルーン４６に必ずしも覆い被さっている必要はなく、後述するように、少なくとも係止バルーン４４が膨張して腸壁４０（図５参照）に係止した時に、係止バルーン４４が第１駆動バルーン４２や第２駆動バルーン４６に覆い被さっていればよい。

【００４６】

上記のように構成された電子内視鏡１で、例えば、大腸や小腸のように複雑に屈曲した管路の内壁面を観察する場合には、第１及び第２駆動バルーン４２、４６と係止バルーン４４が収縮した状態で挿入部１０を被検体内に挿入し、光源装置を点灯して被検体内を照明しながら、撮像素子により得られる内視鏡画像をモニタで観察する。

【００４７】

先端部１０ａが管路に到達すると、バルーン制御装置１８により第１及び第２駆動バルーン４２、４６、係止バルーン４４、及び保持バルーン２３の膨張・収縮を制御して、管路の内壁面に押圧力を作用させる。これにより、管路の内壁面が手繰り寄せられ、挿入部１０が管路の内壁面に対し相対的に進行方向の前方または後方に推進する。

【００４８】

なお、推進動作のフローの詳細な説明は後述する。また、以下の説明において、先端部１０ａが進行方向の前方に推進する動作を正進動作とし、先端部１０ａが進行方向の後方に推進する動作を逆進動作とする。

【００４９】

図３は、図１のバルーン制御装置１８のブロック構成図である。図３に示すように、バルーン制御装置１８は、吸引ポンプ３４、供給ポンプ３６、圧力制御部３２、及びバルブ開閉制御部３０を備えて構成される。

【００５０】

バルーン制御装置１８は、第１及び第２駆動バルーン４２、４６、係止バルーン４４、及び保持バルーン２３を個々に独立して内圧が調整できる構造となっており、バルブ開閉制御部３０と圧力制御部３２を介して、吸引ポンプ３４及び供給ポンプ３６が第１及び第２駆動バルーン４２、４６、係止バルーン４４、及び保持バルーン２３に接続されている。

【００５１】

バルーン制御装置１８は、後述する推進動作のフローチャートに従った処理を実行し、バルブ開閉制御部３０によって各バルーンに接続されたバルブ（不図示）の開閉を制御し、圧力制御部３２によって吸引ポンプ３４と供給ポンプ３６を制御する。

【００５２】

次に、電子内視鏡１の先端部１０ａの推進動作について説明する。

【００５３】

図４は、推進動作における正進動作のタイミングチャートを示した図である。また、図５は、図４の正進動作のタイミングチャートに対応させた各バルーンの膨張及び収縮の様子を示した概略断面図である。

【００５４】

図４のタイミングチャートの開始時（即ち、図４の工程Ａが開始される時点）には、電子内視鏡１の先端部１０ａが測定対象（例えば大腸）内に挿入された状態において、第１及び第２駆動バルーン４２、４６と係止バルーン４４が共に収縮した状態であり、且つ、保持バルーン２３が膨張して腸壁４０に係止した状態になっているものとする。

【００５５】

まず、上記状態から、第２駆動バルーン４６に気体を充填して膨張させる（図４の工程Ａ）。この第２駆動バルーン４６の膨張によって、図５（Ａ）に示すように、係止バルーン４４は第１駆動バルーン４２側に押し出され、第１駆動バルーン４２に覆い被さる状態になる。

【００５６】

次に、係止バルーン４４に気体を充填して膨張させて、係止バルーン４４を腸壁４０に係止させる（図４の工程Ｂ）。これによって、図５（Ｂ）に示すように、保持バルーン２

10

20

30

40

50

3と共に係止バルーン44が腸壁40に係止した状態となる。

【0057】

なお、以下では、係止バルーン44が膨張して腸壁40に接触している状態のとき、係止バルーン44の表面のうち、腸壁40に接触していない部分（即ち、挿入部10と腸壁40の間を埋める部分）を第1の部分といい、腸壁40に接触している部分を第2の部分ということにする。

【0058】

次に、係止バルーン44を膨張させた状態を保持すると共に、保持バルーン23と第2駆動バルーン46から気体を吸引して収縮させる（図4の工程C）。これによって、図5（C）に示すように、係止バルーン44のみが腸壁40に係止した状態となる。

10

【0059】

続いて、係止バルーン44を腸壁40に係止させた状態で、第1駆動バルーン42に気体を充填して膨張させる（図4の工程D）。これによって、図5（D）に示すように、係止バルーン44は、第1駆動バルーン42の膨張により先端部10aの進行方向の後方に向かってその表面が順々に繰り出されるように徐々に押圧されていく。

【0060】

換言すれば、係止バルーン44の表面における第1の部分（腸壁40に接触していない部分）の前方側（先端部10aの進行方向の前方側；図中の右側）は、第1駆動バルーン42の膨張による押圧力によって、腸壁40に接触して第2の部分（腸壁40に接触している部分）へと徐々に遷移する。これにより、係止バルーン44は、腸壁40に対し先端部10aの進行方向の後方（図5（D）の黒矢印）に向かって押圧力を与える。

20

【0061】

即ち、係止バルーン44がいわゆるキャタピラ（登録商標）のように（無限軌道のように）、腸壁40を当接しながら先端部10aの進行方向の後方に向かって繰り出される。

【0062】

そのため、腸壁40は先端部10aの進行方向の後方に手繰り寄せられる。従って、図5（D）の白矢印のように、電子内視鏡1の先端部10aは腸壁40に対し相対的に進行方向の前方に推進（正進）する。

【0063】

次に、第1及び第2駆動バルーン42、46、及び係止バルーン44を膨張させた状態を保持すると共に、保持バルーン23を膨張させる（図4の工程E）。これによって、図5（E）に示すように、係止バルーン44と共に保持バルーン23が腸壁40に係止した状態となる。

30

【0064】

そして、保持バルーン23を膨張させた状態を保持し、第1駆動バルーン42及び係止バルーン44を収縮させる（図4の工程F）。これによって、図5（E）に示すように、保持バルーン23のみが腸壁40に係止した状態となる。

【0065】

以降、正進動作を継続する場合には、図4の工程A～工程Fを繰り返す。

【0066】

図6は、推進動作における逆進動作のタイミングチャートを示した図である。また、図7は、図6の逆進動作のタイミングチャートに対応させた各バルーンの膨張及び収縮の様子を示した概略断面図である。

40

【0067】

図6のタイミングチャートの開始時（即ち、図6の工程Aが開始される時点）には、上述した正進動作の開始時（即ち、図4の工程Aが開始される時点）と同様に、電子内視鏡1の先端部10aが測定対象（例えば大腸）内に挿入された状態において、第1及び第2駆動バルーン42、46と係止バルーン44が共に収縮した状態であり、且つ、保持バルーン23が膨張して腸壁40に係止した状態になっているものとする。

【0068】

50

まず、上記状態から、第 1 駆動バルーン 4 2 に気体を充填して膨張させる（図 6 の工程 A）。この第 1 駆動バルーン 4 2 の膨張によって、図 7（A）に示すように、係止バルーン 4 4 は第 2 駆動バルーン 4 6 側に押し出され、第 2 駆動バルーン 4 6 に覆い被さる状態になる。

【0069】

次に、係止バルーン 4 4 に気体を充填して膨張させて、係止バルーン 4 4 を腸壁 4 0 に係止させる（図 6 の工程 B）。これによって、図 7（B）に示すように、保持バルーン 2 3 と共に係止バルーン 4 4 が腸壁 4 0 に係止した状態となる。

【0070】

次に、係止バルーン 4 4 を膨張させた状態を保持すると共に、保持バルーン 2 3 と第 1 駆動バルーン 4 2 から気体を吸引して収縮させる（図 6 の工程 C）。これによって、図 7（C）に示すように、係止バルーン 4 4 のみが腸壁 4 0 に係止した状態となる。

【0071】

続いて、係止バルーン 4 4 を腸壁 4 0 に係止させた状態で、第 2 駆動バルーン 4 6 に気体を充填して膨張させる（図 6 の工程 D）。これによって、図 7（D）に示すように、係止バルーン 4 4 は、第 2 駆動バルーン 4 6 の膨張により先端部 1 0 a の進行方向の前方に向かってその表面が順々に繰り出されるように徐々に押圧されていく。

【0072】

換言すれば、係止バルーン 4 4 の表面における第 1 の部分（腸壁 4 0 に接触していない部分）の後方側（先端部 1 0 a の進行方向の後方側；図中の左側）は、駆動バルーン 2 0 の膨張による押圧力によって、腸壁 4 0 に接触して第 2 の部分（腸壁 4 0 に接触している部分）へと徐々に遷移する。これにより、係止バルーン 4 4 は、腸壁 4 0 に対し先端部 1 0 a の進行方向の後方（図 7（D）の黒矢印）に向かって押圧力を与える。

【0073】

即ち、係止バルーン 4 4 がいわゆるキャタピラ（登録商標）のように（無限軌道のように）、腸壁 4 0 を当接しながら先端部 1 0 a の進行方向の前方に向かって繰り出される。

【0074】

そのため、腸壁 4 0 は先端部 1 0 a の進行方向の前方に手繰り寄せられる。従って、図 7（D）の白矢印のように、電子内視鏡 1 の先端部 1 0 a は腸壁 4 0 に対し相対的に進行方向の後方に推進（逆進）する。

【0075】

次に、第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6、及び係止バルーン 4 4 を膨張させた状態を保持すると共に、保持バルーン 2 3 を膨張させる（図 6 の工程 E）。これによって、図 7（E）に示すように、係止バルーン 4 4 と共に保持バルーン 2 3 が腸壁 4 0 に係止した状態となる。

【0076】

そして、保持バルーン 2 3 を膨張させた状態を保持し、第 2 駆動バルーン 4 6 及び係止バルーン 4 4 を収縮させる（図 6 の工程 F）。これによって、図 7（F）に示すように、保持バルーン 2 3 のみが腸壁 4 0 に係止した状態となる。

【0077】

以降、逆進動作を継続する場合には、図 6 の工程 A～工程 F を繰り返す。

【0078】

また、図 4 及び図 6 の工程 F では、保持バルーン 2 3 を膨張させた状態で係止バルーン 4 4 の収縮と共に、第 1 又は第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 を同時に収縮させているが、これらは必ずしも同時に収縮させる必要はなく、係止バルーン 4 4 を収縮させた後に第 1 又は第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 を収縮させてもよい。

【0079】

また、第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 と係止バルーン 4 4 のようにバルーンを使用する代わりに、布のような素材により所望の形状や大きさに膨張収縮が可能な膨張収縮部材を使用してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 0 】

また、第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 と係止バルーン 4 4 とから成るバルーンユニットを複数個所に設けてもよい。

【 0 0 8 1 】

以上のように本実施形態では、係止バルーン 4 4 を膨張させて腸壁 4 0 に係止させた後、第 1 又は第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 を膨張させて係止バルーン 4 4 を押圧させるように制御するので、腸壁 4 0 を滑ることなく、確実に腸壁 4 0 を手繰り寄せて先端部 1 0 a を進行方向の前方又は後方に移動させることができる。

【 0 0 8 2 】

特に、係止バルーン 4 4 及び保持バルーン 2 3 の少なくとも一方を腸壁 4 0 に係止させた状態で推進動作が行われるので、腸管の復元力により手繰り寄せた腸管内壁が元に戻ることもなく、確実に、腸管に対して係止力を発生させて腸壁 4 0 に係止させ、かつ推進力を発生させるので、挿入部 1 0 を腸壁 4 0 に対し相対的に移動させることができる。

【 0 0 8 3 】

なお、本実施形態では、先端部 1 0 a の進行方向の前方より第 1 駆動バルーン 4 2、係止バルーン 4 4、第 2 駆動バルーン 4 6、保持バルーン 2 3 の順序で配設された構成例を示したが、これらの配設順序は本例に限らず、進行方向の前方より保持バルーン 2 3、第 1 駆動バルーン 4 2、係止バルーン 4 4、第 2 駆動バルーン 4 6 であってもよい。

【 0 0 8 4 】

また、前記のような正進動作と逆進動作を適宜組み合わせることで、先端部 1 0 a を進行方向の前後に移動させることができる。

【 0 0 8 5 】

ここで、本実施形態で用いられる係止バルーン 4 4 の初期形状について詳しく説明する。

【 0 0 8 6 】

図 8 は、係止バルーン 4 4 が収縮状態（即ち、内圧がゼロの状態）であるときの様子を示した概略図である。なお、図 8 では、説明の便宜上、第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 や保持バルーン 2 3 は図示を省略している。

【 0 0 8 7 】

本実施形態の係止バルーン 4 4 は、図 8 に示すように、内部に圧力がかかっていない収縮状態における初期形状として、先端部 1 0 a の軸方向（進行方向）に垂直な断面のうち、外側円周部 4 4 a 及び内側円周部 4 4 b からなる断面を有し、外側円周部 4 4 a の円周 L_1 と内側円周部 4 4 b の円周 L_2 が同程度の円周長さを有する構成となっている。なお、上述したように、係止バルーン 4 4 には、送気管（図 5 中不図示、図 2 に符号 5 0 として記載）を通して係止バルーン 4 4 内に空気が送り込まれるようになっている。

【 0 0 8 8 】

特に本実施形態では、外側円周部 4 4 a の円周 L_1 と内側円周部 4 4 b の円周 L_2 の差が所定の範囲内となるように構成されている。具体的には、 $\{(L_1 - L_2) / L_1\}$ の値が 0.5 以下（好ましくは 0.3 以下、より好ましくは 0.2 以下）に構成される（但し、 $L_1 > L_2$ とする）。このような範囲であれば、後述するように本発明の効果をより効果的に発揮することが可能となる。即ち、係止バルーン 4 4 で発生する推進力をロスすることなく腸壁 4 0 に伝達することが可能となり、電子内視鏡 1 の先端部 1 0 a の推進動作を効率的に行うことができるようになる。

【 0 0 8 9 】

また、図 8 に示すように、係止バルーン 4 4 は、先端部 1 0 a の進行方向に垂直な線 P を中心軸として線対称に構成されることが好ましい。本構成によれば、先端部 1 0 a の進行方向に関して係止バルーン 4 4 に生じるひずみ分布が回転前、回転途中、回転後のいずれの状態でも同様になり、電子内視鏡 1 の先端部 1 0 a の推進動作をより効率的に行うことができるようになる。

【 0 0 9 0 】

10

20

30

40

50

このような係止バルーン４４の製作方法としては、例えば、図９（ａ）に示すように係止バルーン４４の素材となるゴム円筒６０の内部に先端部１０ａが挿入された状態において、図９（ｂ）に示すようにゴム円筒６０の両端部を円筒内側（ゴム円筒６０と先端部１０ａの間）に折り返す。そして、その折り返したゴム円筒６０の両端部を先端部１０ａの進行方向（軸方向）の中央部で先端部１０ａに固着する。折り返し前に同一の円周長さであったゴム円筒６０の両端を内側に折り返した構造となっているため、係止バルーン４４の外側円周部４４ａ及び内側円周部４４ｂが同程度の円周長さとなる。

【００９１】

図９に示した製作方法において、ゴム円筒６０の内径は、先端部１０ａより小さくても大きくても構わない。

【００９２】

なお、係止バルーン４４の製作方法としては、図９に示した製作方法に限定されず、例えば、係止バルーン４４の外側円周部４４ａ及び内側円周部４４ｂが同程度の円周長さとなるように、薄肉円筒のような型を作成し、ゴムをディップ塗布してもよい。

【００９３】

このような初期形状を有する係止バルーン４４によれば、係止バルーン４４の回転位置によらずに係止バルーン４４の表面に生じるひずみ分布は同様になり、係止バルーン４４が腸壁４０に係止していない状態では負荷なく回転させることができるようになる。従って、第１又は第２駆動バルーン４２、４６の膨張・収縮を制御することによって係止バルーン４４を回転させる場合、係止バルーン４４で発生する推進力（回転しようとする力）をロスすることなく、腸壁４０に効率良く伝達することができるようになる。

【００９４】

ここで、係止バルーン４４の回転前後でひずみ分布が同様になる理由について説明する。

【００９５】

図１０は、係止バルーン４４の回転前後の様子を示した図であり、（ａ）は係止バルーン４４を膨らませた場合（係止バルーン４４の回転前の状態）、（ｂ）は第１駆動バルーン４２を膨らませ場合（係止バルーン４４の回転後の状態）、（ｃ）は係止バルーン４４を収縮させた（０ｋＰａ）場合を表している。同図（ｃ）において、係止バルーン４４は、係止バルーン４４と先端部１０ａとの固着部を中心にして先端部１０ａの軸方向に対称な形状で収縮している。点Ｃは、固着部の中心を通り先端部１０ａと垂直に交わる平面と係止バルーン４４との交点を表し、点Ａ及び点Ｂはそれぞれ先端部１０ａの軸方向に点Ｃから同距離だけ離れた外側円周部４４ａの任意の点を表すものとする。ただし、点Ａ及び点Ｂは点Ｃを挟んで反対側にそれぞれ位置する。なお、図１０では、説明の便宜上、先端部１０ａ周辺の要部構成のみを図示し、第２駆動バルーン４６などの図示は省略している。

【００９６】

本実施形態の係止バルーン４４は、上述したように、外側円周部４４ａの円周Ｌ１と内側円周部４４ｂの円周Ｌ２が同程度の円周長さに構成されており、ここでは、これらの円周長さをＬ０で表すことにする（即ち、 $L_0 = L_1 = L_2$ とする。）

図１０（ａ）に示すように、係止バルーン４４を第１駆動バルーン４２に覆いかぶさるように膨らませた状態では、点Ａは係止バルーン４４の外側（腸壁４０側）に位置しており、その位置における円周は $L_0 + dL$ （ただし、 $dL > 0$ ）で表すことができる。また、点Ｂは係止バルーン４４の内側（先端部１０ａ側）に位置しており、その位置における円周は初期形状のときと変わらずＬ０で表すことができる。そして、この状態における点Ａにおける円周方向のひずみは dL / L_0 で表される。

【００９７】

一方、図１０（ｂ）に示すように、第１駆動バルーン４２を膨張させて、係止バルーン４４を回転させた状態では、図１０（ａ）に示した場合において外側（腸壁４０側）にあった点Ａが内側に移動し、内側にあった点Ｂが外側に移動することとなる。ここで、図１０

10

20

30

40

50

(a)と図10(b)の係止バルーン44は先端部10aに垂直な平面に対して対称な形状となる。従って、図10(a)の点A及び点Bは、それぞれ図10(b)の点B及び点Aに対応する位置へ移動する。このとき、図10(b)の点Bにおける円周は $L_0 + dL$ 、図10(b)の点Aにおける円周は L_0 で表される。そして、この状態における点Bにおけるひずみは dL / L_0 で表され、図10(a)に示した係止バルーン44の回転前の状態と同じ大きさとなっていることが分かる。

【0098】

このように本実施形態の係止バルーン44によれば、外側円周部44aの円周 L_1 と内側円周部44bの円周 L_2 が同程度の円周長さに構成されているので、係止バルーン44の回転にかかわらず、係止バルーン44の表面におけるひずみ分布は変化しない。このため、係止バルーン44が腸壁40に係止していない状態では、負荷なく係止バルーン44を回転させることができるようになる。従って、係止バルーン44で発生する推進力(回転しようとする力)を無駄にロスすることなく効率良く腸壁40に伝達することが可能となる。

10

【0099】

これに対して、係止バルーン44の初期形状として、外側円周部44aの円周 L_1 と内側円周部44bの円周 L_2 の差が大きい場合、係止バルーン44の回転前後でのひずみ分布が変わってしまうこととなる。

【0100】

例えば、図10に示した例において、例えば係止バルーン44の初期形状における外側円周部44aの円周 L_1 が内側円周部44bの円周 L_2 の長さの2倍より大きく構成される場合を考えてみると、図10(a)に示した場合は、外側の点Aにおける円周が $L_1 + dL_1$ 、内側の点Bにおける円周が L_2 となる。従って、このときの係止バルーン44の外側の円周方向のひずみは dL_1 / L_1 となる。一方、図10(b)に示した場合は、係止バルーン44の回転前に外側にあった点Aが内側に移動し、内側にあった点Bが外側に移動することになるので、点Bにおける円周は $L_2 + dL_2$ 、点Aにおける円周は L_1 となる。従って、このときの係止バルーン44の外側の円周方向のひずみは、 $dL_2 / L_2 (> dL_1 / L_1)$ となる。ただし、 $L_1 > L_2$ 、 $dL_1 < dL_2$ である。

20

【0101】

このように係止バルーン44の初期形状における外側円周部44aの円周 L_1 と内側円周部44bの円周 L_2 の差が大きい場合には、係止バルーン44の回転によりひずみ分布が変化してしまうため、係止バルーン44を回転させるためには外力を要し、係止バルーン44で発生する推進力をロスしてしまうことになる。

30

【0102】

以上説明したように、本実施形態によれば、係止バルーン44の初期形状は、外側円周部44aの円周 L_1 と内側円周部44bの円周 L_2 が同程度の長さに構成されているため、係止バルーン44の回転位置によらず、その表面におけるひずみ分布は常に同様になる。このため、係止バルーン44が腸壁40に係止していない状態では、膨張した係止バルーン44を負荷なく回転させることができ、係止バルーン44を回転させるためのエネルギー(外力)を必要としない。従って、係止バルーン44で発生する推進力を効率良く腸壁40に伝達することが可能となる。

40

【0103】

なお、上述した実施形態では、電子内視鏡1の挿入部10に直接バルーンを取り付けた例を挙げて説明したが、本発明はこれに限定されず、挿入部10が挿入固定される筒体(オーバーチューブ)の先端にバルーンが取り付けられていてもよい。

【0104】

以上、本発明の管内移動体用アクチュエータ、内視鏡、及び管内移動体用アクチュエータの製造方法について詳細に説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいのはもちろんである。

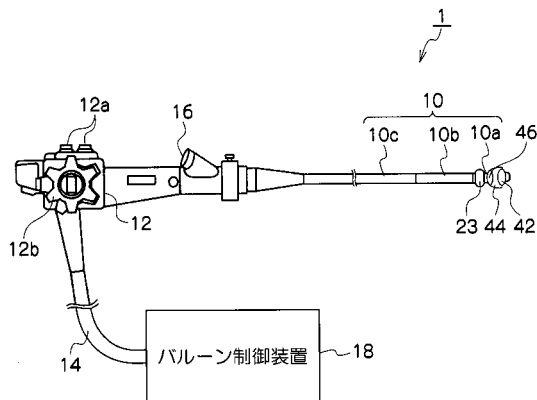
【符号の説明】

50

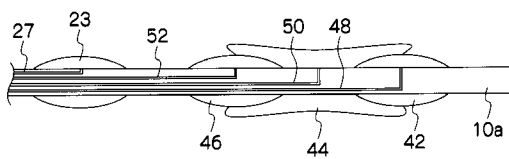
【 0 1 0 5 】

1 ... 電子内視鏡、10 ... 挿入部、10a ... 先端部、18 ... バルーン制御装置、44 ... 係止バルーン、23 ... 保持バルーン、42 ... 第1駆動バルーン、46 ... 第2駆動バルーン

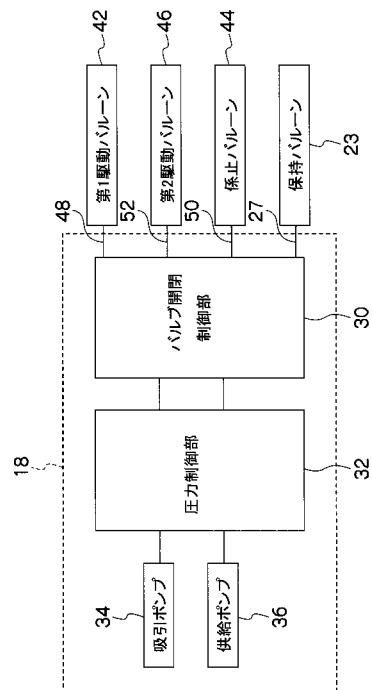
【 図 1 】



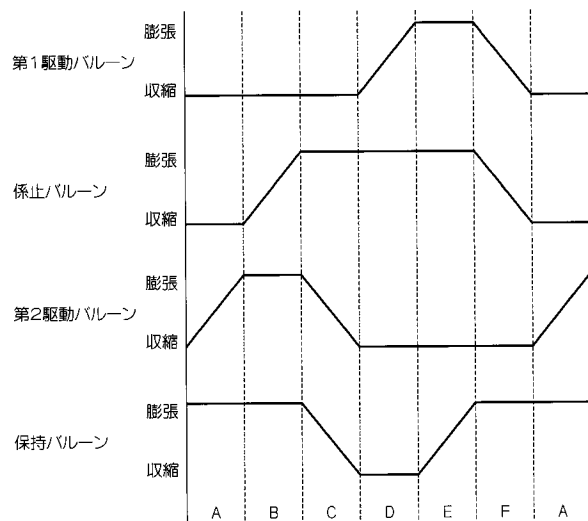
【 図 2 】



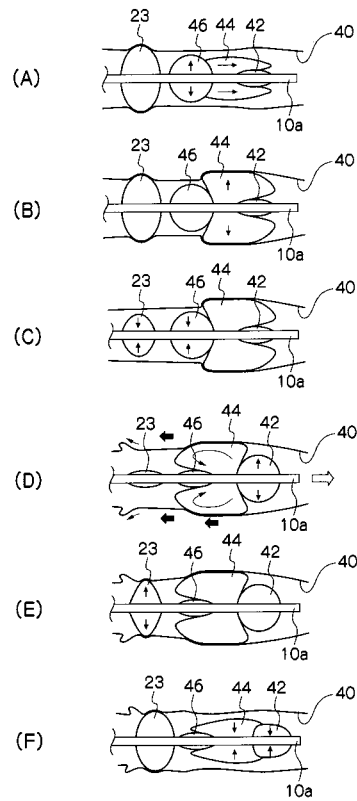
【 図 3 】



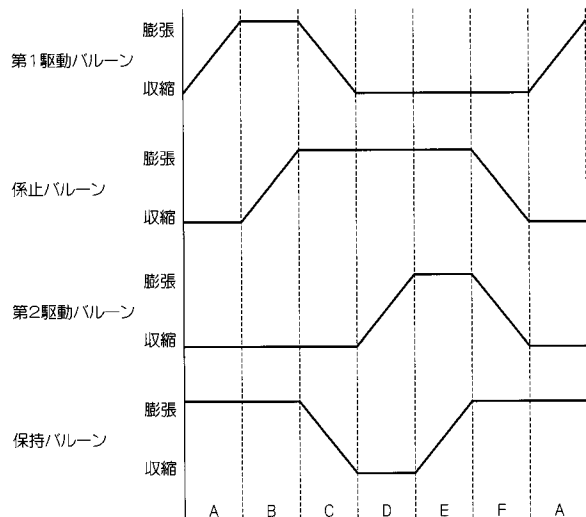
【 図 4 】



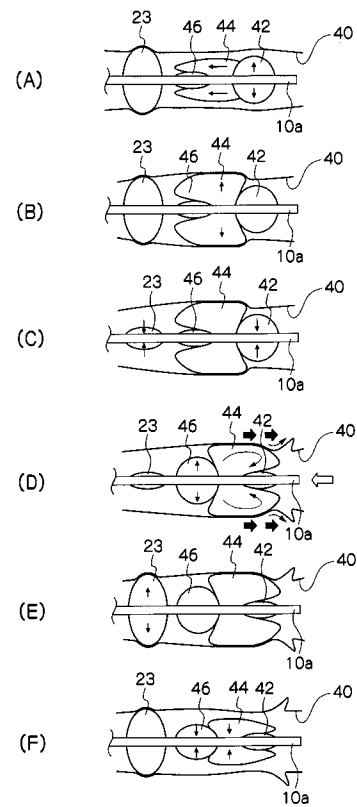
【 図 5 】



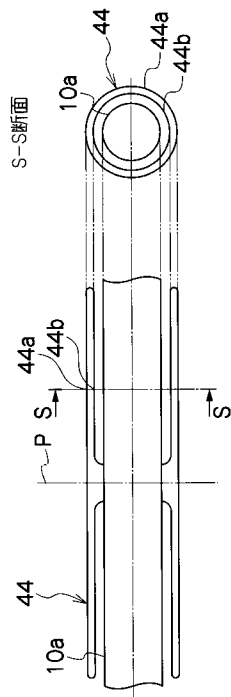
【 図 6 】



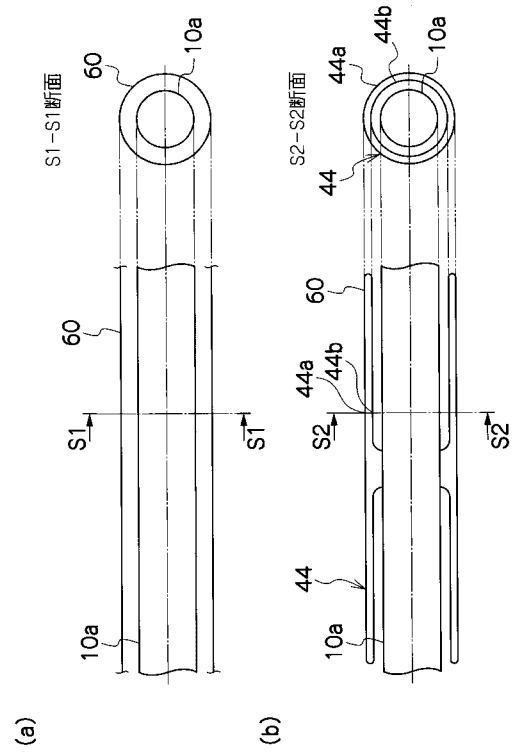
【 図 7 】



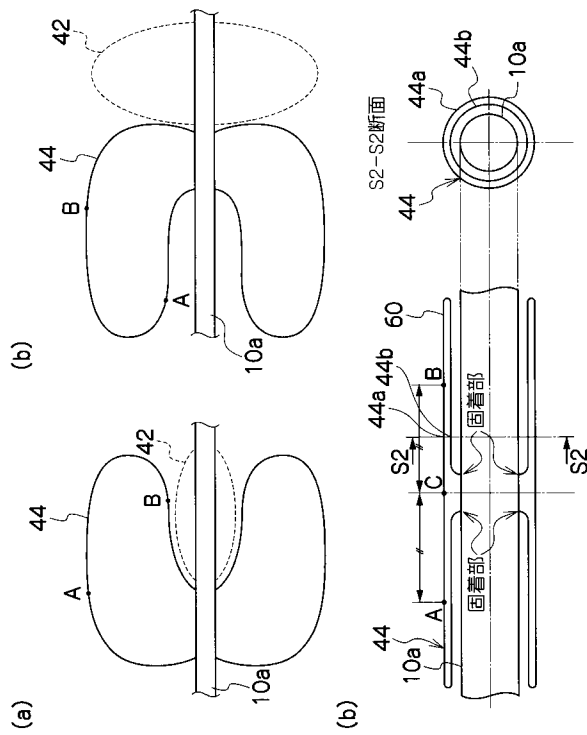
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	用于管中可移动体的致动器，内窥镜，以及用于制造管中可移动体的致动器的方法		
公开(公告)号	JP2011041749A	公开(公告)日	2011-03-03
申请号	JP2009193225	申请日	2009-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山川真一		
发明人	山川 真一		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.320.C A61B1/00.300.P G02B23/24.A A61B1/00.610 A61B1/00.715 A61B1/01.513 A61B1/31		
F-TERM分类号	2H040/DA12 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/DA41 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA04 4C061/DD03 4C061/FF36 4C061/JJ06 4C161/AA04 4C161/DD03 4C161/FF36 4C161/JJ06		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于导管内移动体的致动器，其能够高效地将由诸如旋转气囊的膨胀/收缩构件产生的推进力传递到导管壁;提供内窥镜;并提供一种制造导管内移动体致动器的方法。ŽSOLUTION：在没有施加内部压力的放气状态下，锁定气囊44具有由外圆周44a和内圆周44b组成的横截面，在垂直于远端10a的前进方向的横截面中。当外圆周44a的圆周长度被定义为L1并且内圆周44b的圆周长度被定义为L2时，插入部分10被配置为满足以下表达式， $(L1-L2)/L1 \leq 0.5$ (其中， $L1 > L2$)。因此，尽管旋转位置，锁定球囊44的应变分布变得相似，使得由锁定球囊44产生的推进力可以毫无损失地传递到管道壁40。Ž

