

(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2011-72765

(P2011-72765A)

(43) 公開日 平成23年4月14日(2011.4.14)

(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	
	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2009-279614 (P2009-279614)	(71) 出願人	306037311 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
(22) 出願日	平成21年12月9日(2009.12.9)	(74) 代理人	100083116 弁理士 松浦 憲三
(31) 優先権主張番号	特願2009-203732 (P2009-203732)	(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
(32) 優先日	平成21年9月3日(2009.9.3)	(72) 発明者	芦田 毅 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
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	仲村 貴行 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

最終頁に続く

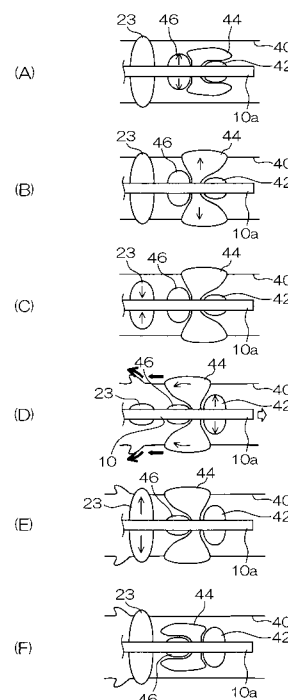
(54) 【発明の名称】 管内移動体用アクチュエータ、内視鏡、及び管内移動体用アクチュエータの制御方法

(57) 【要約】

【課題】回転バルーンのような膨張収縮部材の膨張・収縮を適切な形状で繰り返し、確実に管壁を手繰り寄せて管内移動体を移動させる。

【解決手段】低圧 P_{min} (P_a) の低圧膨張状態にある係止バルーン44が第2駆動バルーン46に覆い被さった状態のときに、第2駆動バルーン46を膨張させると、その押圧力によって低圧膨張状態にある係止バルーン44は先端部10aの進行方向の前方に先端部10aに対する固着部を中心として回転移動する。これにより、低圧膨張状態にある係止バルーン44は、自身で巻き付きを起こすことなく回転移動し、第1駆動バルーン42に全体的に覆い被さった状態となる。その結果、係止バルーン44を適切に再膨張させることが可能となる。

【選択図】図5



【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 の膨張収縮部材と、

膨張して管壁に接触する第 2 の膨張収縮部材と、

前記第 1 の膨張収縮部材の前記管内移動体の移動方向の前後に並べて配置された状態で前記管内移動体に固定され、膨張時に前記管壁に係止した状態とならないように構成され、ると共に前記第 1 の膨張収縮部材に押圧力を付与する第 3 及び第 4 の膨張収縮部材と、

前記第 1 の膨張収縮部材、前記第 2 の膨張収縮部材、前記第 3 の膨張収縮部材、及び前記第 4 の膨張収縮部材の膨張及び収縮を制御することにより、前記管内移動体を前記管壁に対して相対的に移動させる制御部と、を有し、

前記制御部は、

前記第 1 の膨張収縮部材の内圧を所定低圧 P_{min} から該所定低圧 P_{min} より高い内圧の所定高圧 P_{max} までの圧力範囲にて、前記第 1 膨張収縮部材の膨張・収縮を制御し、

かつ、前記第 1 の膨張収縮部材を前記所定高圧 P_{max} にて膨張させる膨張制御、あるいは前記第 2 の膨張収縮部材を膨張させる膨張制御、のいずれか一方の膨張制御により前記第 1 の膨張収縮部材あるいは前記第 2 の膨張収縮部材を前記管壁に係止させる係止膨張状態を保持すると共に、前記第 3 または第 4 の膨張収縮部材による前記押圧力によって前記係止膨張状態時の前記第 1 の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、

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 の膨張収縮部材は、前記所定高圧 P_{max} での膨張時に前記係止膨張状態となり、前記定低圧 P_{min} での膨張時に前記管壁に係止した状態とならない低圧膨張状態とな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 の膨張収縮部材は、前記係止膨張状態あるいは前記低圧膨張状態時に、前記第 3 または第 4 の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 2 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 4】

前記所定低圧 P_{min} は、少なくとも、

$$0 \text{ KPa} < P_{min} \leq 3 \text{ KPa}$$

を満たすことを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 つに記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 5】

前記所定低圧 P_{min} は、2 KPa 以下であ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 の膨張収縮部材あるいは前記第 2 の膨張収縮部材により前記係止膨張状態を保持し、前記第 3 または第 4 の膨張収縮部材によって前記係止膨張状態時の前記第 1 の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 1 ないし 5 のいずれか 1 つに記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 7】

前記制御部は、前記係止膨張状態時の前記第 1 の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 6 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 8】

前記管内移動体の移動方向の前方から前記第 3 の膨張収縮部材、前記第 1 の膨張収縮部材、前記第 4 の膨張収縮部材、前記第 2 の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 1 ないし 7 のいずれか 1 つに記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 9】

前記管内移動体の移動方向の前方から前記第 2 の膨張収縮部材、前記第 3 の膨張収縮部材、前記第 1 の膨張収縮部材、前記第 4 の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 1 ないし 7 のいずれか 1 つに記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 10】

前記第 1 の膨張収縮部材は前記低圧膨張状態時に、前記管内移動体の表面から前記管内移動体の径方向の最大距離が 15 mm 以下に構成されることを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 つに記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 11】

請求項 1 ないし 10 のいずれか 1 つ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 12】

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 の膨張収縮部材と、膨張して管壁に接触する第 2 の膨張収縮部材と、前記第 1 の膨張収縮部材の前記管内移動体の移動方向の前後に並べて配置された状態で前記管内移動体に固定され、膨張時に前記管壁に係止した状態とならないように構成されると共に前記第 1 の膨張収縮部材に押圧力を付与する第 3 及び第 4 の膨張収縮部材と、を備えた管内移動体用アクチュエータに対して、前記第 1 の膨張収縮部材、前記第 2 の膨張収縮部材、前記第 3 の膨張収縮部材、及び前記第 4 の膨張収縮部材の膨張及び収縮を制御することにより、前記管内移動体を前記管壁に対して相対的に移動させる管内移動体用アクチュエータの制御方法であって、

前記第 1 の膨張収縮部材の内圧を所定低圧 P_{min} から該所定低圧 P_{min} より高い内圧の所定高圧 P_{max} までの圧力範囲にて、前記第 1 膨張収縮部材の膨張・収縮を制御し、

かつ、前記第 1 の膨張収縮部材を前記所定高圧 P_{max} にて膨張させる膨張制御、あるいは前記第 2 の膨張収縮部材を膨張させる膨張制御、のいずれか一方の膨張制御により前記第 1 の膨張収縮部材あるいは前記第 2 の膨張収縮部材を前記管壁に係止させる係止膨張状態を保持すると共に、前記第 3 または第 4 の膨張収縮部材による前記押圧力によって前記係止膨張状態時の前記第 1 の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

ことを特徴とする管内移動体用アクチュエータの制御方法。

【請求項 13】

前記制御部は、前記第 1 の膨張収縮部材の内圧を前記所定低圧 P_{min} から前記所定高圧 P_{max} までの圧力範囲にて、前記第 1 膨張収縮部材の膨張・収縮を制御する膨張・収縮制御シーケンスの前段制御において、前記第 1 の膨張収縮部材を完全収縮させ、該完全収縮後に改めて前記第 1 の膨張収縮部材の内圧を前記所定低圧 P_{min} に設定し、その後、前記膨張・収縮制御シーケンスを実行することを特徴とする請求項 1 ないし 10 のいずれか 1 つに記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 14】

前記制御部は、前記前段圧制御において、前記完全収縮状態の前記第 1 の膨張収縮部材に対して前記所定高圧 P_{max} の膨張状態の前記第 1 の膨張収縮部材の体積の 10 分の 1 以下の体積の流体を一定時間で送り流して、前記第 1 の膨張収縮部材の内圧を前記所定低圧 P_{min} に設定することを特徴とする請求項 13 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

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制御方法に係り、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 】

【 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、複数のバルーンを用いて管内移動体を腸壁に対し相対的に移動させる回転

10

20

30

40

50

バルーン方式によれば、１つのバルーンのみを用いる方式に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移動させることができる。

【００１１】

ここで、回転バルーン方式の概略について図１１及び図１２を用いて簡単に説明する。回転バルーン方式では、例えば図１１に示すように、管内移動体９００の先端部に複数のバルーン９０２、９０４、９０６が並べて配置される。以下では、中央に配置されるバルーン９０４を回転バルーン又は係止バルーンといい、その両側に配置されるバルーン９０２、９０６をそれぞれ第１駆動バルーン、第２駆動バルーンという。

【００１２】

管内移動体９００を腸壁（図１１中不図示、図１２に符号９１０で図示）に対し相対的に進める場合には、腸管内に管内移動体９００に挿入され、回転バルーン（係止バルーン）９０４と第１及び第２駆動バルーン９０２、９０６がいずれも収縮している状態を初期状態としたとき、まず、第２駆動バルーン９０６を膨張させ、収縮状態にある回転バルーン９０４が第１駆動バルーン９０２に覆い被さった状態にする（図１２（Ａ））。

10

【００１３】

次に、回転バルーン９０４を膨張させて、回転バルーン９０４が腸壁９１０に係止した状態にする（図１２（Ｂ））。

【００１４】

続いて、第２駆動バルーン９０６を収縮させると共に、第１駆動バルーン９０２を膨張させ、回転バルーン９０４を管内移動体９００に対する固着部９０４aを中心として管内移動体９００の進行方向（矢印Aで示す方向）からその反対側の方向に回転させる（図１２（Ｃ））。このとき、回転バルーン９０４は腸壁９１０に当接しながら回転するので、腸壁９１０は管内移動体９００の進行方向の後方に手繰り寄せられる。その結果、管内移動体９００は腸壁９１０に対し相対的に進行方向の前方に推進する。

20

【００１５】

そして、回転バルーン９０４及び第１駆動バルーン９０２を共に収縮させ、腸壁９１０に対する係止状態を解除する（図１２（Ｄ））。

【００１６】

こうして、回転バルーン９０４と第１及び第２駆動バルーン９０２、９０６が全て収縮した初期状態となる。以降、図１２（Ａ）～（Ｄ）に示した各動作を繰り返すことにより、管内移動体９００を腸壁９１０に対し相対的に進行方向の前方に逐次推進させることができる。

30

【００１７】

しかしながら、上述した回転バルーン方式では、第２駆動バルーン９０６の膨張によって、回転バルーン９０４が第２駆動バルーン９０６に覆い被さった状態（図１２（Ｄ））から第１駆動バルーン９０２に覆い被さった状態（図１２（Ａ））に変化させているが、このときの回転バルーン９０４は完全に収縮した状態で行われている。

【００１８】

このため、回転バルーン９０４が自身で巻き付きを起こしたり、第２駆動バルーン９０６の表面に巻き付いた状態となってしまう、第２駆動バルーン９０６を膨張させても、図１２（Ａ）に示すように回転バルーン９０４が巻き付きを起こすことなく第１駆動バルーン９０２に覆い被さった状態とならない可能性がある。その結果、回転バルーン９０４を適切に再膨張させることができない恐れがある。また、このような状態で回転バルーン９０４を再膨張させた場合には、回転バルーン９０４が腸壁９１０に係止することによって腸壁９１０が元の位置（管内移動体９００の進行方向）に戻ってしまう可能性もある。

40

【００１９】

このように従来の回転バルーン方式では、回転バルーンの巻き付きによって回転バルーンが適切に再膨張できず、腸壁に対する管内移動体の相対的な移動が適切に行われないう問題がある。

【００２０】

50

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の膨張・収縮を適切な形状で繰り返し、確実に管壁を手繰り寄せて管内移動体を移動させることの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制御方法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】

【0021】

前記目的を達成するために、請求項1に記載の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の膨張収縮部材と、膨張して管壁に接触する第2の膨張収縮部材と、前記第1の膨張収縮部材の前記管内移動体の移動方向の前後に並べて配置された状態で前記管内移動体に固定され、膨張時に前記管壁に係止した状態とならないように構成されると共に前記第1の膨張収縮部材に押圧力を付与する第3及び第4の膨張収縮部材と、前記第1の膨張収縮部材、前記第2の膨張収縮部材、前記第3の膨張収縮部材、及び前記第4の膨張収縮部材の膨張及び収縮を制御することにより、前記管内移動体を前記管壁に対して相対的に移動させる制御部と、を有し、前記制御部は、前記第1の膨張収縮部材の内圧を所定低圧 P_{min} から該所定低圧 P_{min} より高い内圧の所定高圧 P_{max} までの圧力範囲にて、前記第1膨張収縮部材の膨張・収縮を制御し、かつ、前記第1の膨張収縮部材を前記所定高圧 P_{max} にて膨張させる膨張制御、あるいは前記第2の膨張収縮部材を膨張させる膨張制御、のいずれか一方の膨張制御により前記第1の膨張収縮部材あるいは前記第2の膨張収縮部材を前記管壁に係止させる係止膨張状態を保持すると共に、前記第3または第4の膨張収縮部材による前記押圧力によって前記係止膨張状態時の前記第1の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、ことを特徴とする。

【0022】

請求項1に記載の管内移動体用アクチュエータでは、前記第1の膨張収縮部材の内圧を所定低圧 P_{min} から該所定低圧 P_{min} より高い内圧の所定高圧 P_{max} までの圧力範囲にて、前記第1膨張収縮部材の膨張・収縮を制御し、かつ、前記第1の膨張収縮部材を前記所定高圧 P_{max} にて膨張させる膨張制御、あるいは前記第2の膨張収縮部材を膨張させる膨張制御、のいずれか一方の膨張制御により前記第1の膨張収縮部材あるいは前記第2の膨張収縮部材を前記管壁に係止させる係止膨張状態を保持すると共に、前記第3または第4の膨張収縮部材による前記押圧力によって前記係止膨張状態時の前記第1の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ので、内圧が前記所定低圧 P_{min} である前記第1の膨張収縮部材は、自身で巻き付きを起こすことなく所望の状態に変化することができ、適切に再膨張を行うことができ、その結果、確実に管壁を手繰り寄せて管内移動体を移動させることができる。

【0023】

請求項2に記載の管内移動体用アクチュエータのように、請求項1に記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記第1の膨張収縮部材は、前記所定高圧 P_{max} での膨張時に前記係止膨張状態となり、前記定低圧 P_{min} での膨張時に前記管壁に係止した状態とならない低圧膨張状態となることが好ましい。

【0024】

請求項3に記載の管内移動体用アクチュエータのように、請求項2に記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記第1の膨張収縮部材は、前記係止膨張状態あるいは前記低圧膨張状態時に、前記第3または第4の膨張収縮部材の少なくとも一部に覆い被さることが好ましい。

【0025】

請求項4に記載の管内移動体用アクチュエータのように、請求項1ないし3のいずれか1つに記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記所定低圧 P_{min} は、少なくとも

も、 $0 \text{ KPa} < P_{\min} \leq 3 \text{ KPa}$ を満たすことが好ましい。

【0026】

請求項5に記載の管内移動体用アクチュエータのように、請求項4に記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記所定低圧 $P_{\min}$ は、 2 KPa 以下であることが好ましい。

【0027】

請求項6に記載の管内移動体用アクチュエータのように、請求項1ないし5のいずれか1つに記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記制御部は、前記第1の膨張収縮部材あるいは前記第2の膨張収縮部材により前記係止膨張状態を保持し、前記第3または第4の膨張収縮部材によって前記係止膨張状態時の前記第1の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が好ましい。

10

【0028】

請求項7に記載の管内移動体用アクチュエータのように、請求項6に記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記制御部は、前記係止膨張状態時の前記第1の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が好ましい。

【0029】

請求項8に記載の管内移動体用アクチュエータのように、請求項1ないし7のいずれか1つに記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記管内移動体の移動方向の前方から前記第3の膨張収縮部材、前記第1の膨張収縮部材、前記第4の膨張収縮部材、前記第2の膨張収縮部材の順に配置されていることが好ましい。

20

【0030】

請求項9に記載の管内移動体用アクチュエータのように、請求項1ないし7のいずれか1つに記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記管内移動体の移動方向の前方から前記第2の膨張収縮部材、前記第3の膨張収縮部材、前記第1の膨張収縮部材、前記第4の膨張収縮部材の順に配置されていることが好ましい。

【0031】

請求項10に記載の管内移動体用アクチュエータのように、請求項1ないし9のいずれか1つに記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記第1の膨張収縮部材は前記低圧膨張状態時に、前記管内移動体の表面から前記管内移動体の径方向の最大距離が 15 m 以下に構成されることが好ましい。

30

【0032】

請求項11に記載の内視鏡は、請求項1ないし10のいずれか1つの管内移動体用アクチュエータを備えたことを特徴とする。

【0033】

請求項12に記載の管内移動体用アクチュエータの制御方法は、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の膨張収縮部材と、膨張して管壁に接触する第2の膨張収縮部材と、前記第1の膨張収縮部材の前記管内移動体の移動方向の前後に並べて配置された状態で前記管内移動体に固定され、膨張時に前記管壁に係止した状態とならないように構成されると共に前記第1の膨張収縮部材に押圧力を付与する第3及び第4の膨張収縮部材と、を備えた管内移動体用アクチュエータに対して、前記第1の膨張収縮部材、前記第2の膨張収縮部材、前記第3の膨張収縮部材、及び前記第4の膨張収縮部材の膨張及び収縮を制御することにより、前記管内移動体を前記管壁に対して相対的に移動させる管内移動体用アクチュエータの制御方法であって、前記第1の膨張収縮部材の内圧を所定低圧 $P_{\min}$ から該所定低圧 $P_{\min}$ より高い内圧の所定高圧 $P_{\max}$ までの圧力範囲にて、前記第1膨張収縮部材の膨張・収縮を制御し、かつ、前記第1の膨張収縮部材を前記所定高圧 $P_{\max}$ にて膨張させる膨張制御、あるいは前記第2の膨張収縮部材を膨張させる膨張制御、のいずれか一方の膨張制御により前記第1の膨張収縮部材あるいは前記第2の膨張収縮部材を前記管壁に係止させる係止膨張状

40

50

態を保持すると共に、前記第 3 または第 4 の膨張収縮部材による前記押圧力によって前記係止膨張状態時の前記第 1 の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ことを特徴とする。

【 0 0 3 4 】

請求項 1 3 に記載の管内移動体用アクチュエータのように、請求項 1 ないし 1 0 のいずれか 1 つに記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記制御部は、前記第 1 の膨張収縮部材の内圧を前記所定低圧 P_{min} から前記所定高圧 P_{max} までの圧力範囲にて、前記第 1 膨張収縮部材の膨張・収縮を制御する膨張・収縮制御シーケンスの前段制御において、前記第 1 の膨張収縮部材を完全収縮させ、該完全収縮後に改めて前記第 1 の膨張収縮部材の内圧を前記所定低圧 P_{min} に設定し、その後、前記膨張・収縮制御シーケンスを実行することが好ましい。

10

【 0 0 3 5 】

請求項 1 4 に記載の管内移動体用アクチュエータのように、請求項 1 3 に記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記制御部は、前記前段圧制御において、前記完全収縮状態の前記第 1 の膨張収縮部材に対して前記所定高圧 P_{max} の膨張状態の前記第 1 の膨張収縮部材の体積の 1 0 分の 1 以下の体積の流体を一定時間で送り流して、前記第 1 の膨張収縮部材の内圧を前記所定低圧 P_{min} に設定することが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 6 】

本発明によれば、回転バルーンのような膨張収縮部材の膨張・収縮を適切な形状で繰り返し、確実に管壁を手繰り寄せて管内移動体を移動させることができるという効果がある。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 7 】

【 図 1 】 第 1 実施形態に係る電子内視鏡の構成図である。

【 図 2 】 第 1 実施形態に係る挿入部の先端部の拡大断面図である。

【 図 3 】 第 1 実施形態に係るバルーン制御装置のブロック構成図である。

【 図 4 】 第 1 実施形態に係る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。

30

【 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 】 第 1 実施形態に係る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 】 第 1 実施形態に係るバルーン膨張特性を示す図である。

【 図 9 】 第 2 実施形態に係る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 1 0 】 図 9 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。

40

【 図 1 1 】 従来の回転バルーン方式を説明するための概略図である。

【 図 1 2 】 従来の回転バルーン方式によって管内移動体を推進させるときの様子を示した説明図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 3 8 】

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。

第 1 実施形態：

図 1 は、本発明の第 1 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。

50

【 0 0 3 9 】

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 1 0 と、挿入部 1 0 の基端部分に連設された操作部 1 2 とを備えて構成される。

【 0 0 4 0 】

挿入部 1 0 の先端に連設された先端部 1 0 a 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 1 4 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。

【 0 0 4 1 】

また、先端部 1 0 a 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 1 6 と連通した鉗子出口、送気・送水ボタン 1 2 a 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が噴射されるノズルなどが設けられている。

【 0 0 4 2 】

先端部 1 0 a の後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 1 0 b が設けられている。湾曲部 1 0 b は、操作部 1 2 に設けられたアングルノブ 1 2 b が操作されて、挿入部 1 0 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 1 0 a が被検体内の所望の方向に向けられる。

【 0 0 4 3 】

湾曲部 1 0 b の後方には、可撓性を有する軟性部 1 0 c が設けられている。軟性部 1 0 c は、先端部 1 0 a が被観察部位に到達可能なように、且つ術者が操作部 1 2 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。

【 0 0 4 4 】

先端部 1 0 a 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 4 2、係止バルーン 4 4、及び第 2 駆動バルーン 4 6 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 2 3 が所定の間隔をおいて配置されている。

【 0 0 4 5 】

なお、第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 は、膨張時であっても管壁の内壁面に係止した状態とならないように構成されている。

【 0 0 4 6 】

また、後述する推進動作では、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。

【 0 0 4 7 】

第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6、係止バルーン 4 4、及び保持バルーン 2 3 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 1 8 にそれぞれ接続されている。

【 0 0 4 8 】

図 2 に示すように、先端部 1 0 a の内部には、第 1 駆動バルーン 4 2 に連通し気体を送られる送気管 4 8 と、係止バルーン 4 4 に連通し気体を送られる送気管 5 0 と、第 2 駆動バルーン 4 6 に連通し気体を送られる送気管 5 2 と、保持バルーン 2 3 に連通し気体を送られる送気管 2 7 とが設けられている。これら送気管 4 8、5 0、5 2、2 7 は、湾曲部 1 0 b、軟性部 1 0 c、及びユニバーサルコード 1 4 の内部を通して前述のバルーン制御装置 1 8 に接続されている。

【 0 0 4 9 】

なお、先端部 1 0 a において第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 と係止バルーン 4 4 は互いに隣接して配置され、挿入部 1 0 の周方向全体に形成される。第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6、係止バルーン 4 4、保持バルーン 2 3 は、挿入部 1 0 の周方向に一樣

10

20

30

40

50

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 の周方向に一様ではない形状（非軸対称な形状）であってもよい。

【0050】

また、第 1 及び第 2 駆動バルーン 42、46 と係止バルーン 44、保持バルーン 23 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。

【0051】

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。

【0052】

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 又は図 7 参照）を係止した時に、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。

【0053】

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、係止バルーン 44 及び保持バルーン 23 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。

【0054】

術者が先端部 10a を例えば肛門より大腸等の管腔路に挿入し、先端部 10a が管路内の所定位置に到達すると、術者がバルーン制御装置 18 を操作することにより第 1 及び第 2 駆動バルーン 42、46 と係止バルーン 44 及び保持バルーン 23 の膨張・収縮を制御して、管腔路の内壁面に押圧力を作用させる。これにより、管腔路の内壁面が手繰り寄せられ、挿入部 10 が管腔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。

【0055】

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。

【0056】

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。

【0057】

バルーン制御装置 18 は、後述する推進動作のフロー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。

【0058】

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。

【0059】

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。

【0060】

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

10

20

30

40

50

駆動バルーン４２は膨張した膨張状態、第２駆動バルーン４６は収縮した収縮状態、係止バルーン４４は内圧が所定の低圧 P_{min} (Pa)の低圧膨張状態であり、且つ、保持バルーン２３が膨張して腸壁４０に係止した膨張状態になっているものとする。

【００６１】

本実施形態では、バルーン制御装置１８は、係止バルーン４４については低圧 P_{min} (Pa)以上の内圧で膨張・収縮の制御を行う。この制御により、低圧 P_{min} (Pa)の低圧膨張状態では係止バルーン４４は腸壁４０との間に係止力が発生しない径の膨張（図５（Ａ）参照）となり、また低圧 P_{min} (Pa)よりも高圧の係止圧 P_{max} の係止膨張状態では係止バルーン４４は腸壁４０との間に十分な係止力が発生する径の膨張（図５（Ｂ）参照）となる。

10

【００６２】

なお、少なくとも、係止バルーン４４を低圧膨張状態とする低圧 P_{min} (Pa)は、 $0\text{ K (Pa)} < P_{min} < 3\text{ K (Pa)}$ であって、 2 K (Pa) 以下が望ましく、本実施形態では、バルーン制御装置１８は、 P_{min} を 2 K (Pa) に制御している。

【００６３】

まず、上記状態から、第１駆動バルーン４２から気体を吸引して収縮させると共に、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、低圧膨張状態の係止バルーン４４は第１駆動バルーン４２側に押し出され、収縮した第１駆動バルーン４２に覆い被さる状態になる。

20

【００６４】

次に、低圧膨張状態の係止バルーン４４に気体を充填して膨張させ、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２３と共に係止バルーン４４が腸壁４０に係止した係止膨張状態となる。

【００６５】

なお、以下では、係止バルーン４４が膨張して腸壁４０に接触している係止膨張状態のとき、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。

30

【００６６】

次に、係止バルーン４４を膨張させた状態（係止膨張状態）を保持すると共に、保持バルーン２３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。

【００６７】

続いて、係止バルーン４４を腸壁４０に係止させた状態（係止膨張状態）で、第２駆動バルーン４６から気体を吸引して収縮させると共に、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。

40

【００６８】

換言すれば、係止膨張状態の係止バルーン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、係止膨張状態の係止バルーン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。

【００６９】

即ち、係止膨張状態の係止バルーン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

50

繰り出される。

【0070】

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。

【0071】

次に、第1駆動バルーン42、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。

【0072】

そして、第1駆動バルーン42及び保持バルーン23を膨張させた状態を保持し、係止バルーン44から気体を吸引し、係止圧 P_{max} の係止膨張状態から内圧が所定の低圧 P_{min} (Pa)の低圧膨張状態まで収縮させる(図4の工程F)。これによって、図5(F)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。また、低圧膨張状態となった係止バルーン44は第2駆動バルーン46に覆い被さった状態となる。

【0073】

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。

【0074】

本実施形態に係る正進動作では、バルーン制御装置18による係止バルーン44の膨張・収縮制御にて、係止バルーン44の内圧が所定の係止圧 P_{max} (Pa)の係止膨張状態～所定の低圧 P_{min} (Pa)の低圧膨張状態にて制御が行われるため(図4参照)、低圧 P_{min} (Pa)の低圧膨張状態にある係止バルーン44が第2駆動バルーン46に覆い被さった状態のときに(図5(F))、第2駆動バルーン46を膨張させると、その押圧力によって低圧膨張状態にある係止バルーン44は先端部10aの進行方向の前方に先端部10aに対する固着部を中心として回転移動する。

【0075】

これにより、低圧膨張状態にある係止バルーン44は、自身で巻き付きを起こすことなく回転移動し、図5(A)に示すように第1駆動バルーン42に全体的に覆い被さった状態となる。その結果、図5(B)に示すように、係止バルーン44を適切に再膨張させることが可能となる。

【0076】

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。

【0077】

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)では、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駆動バルーン42は収縮した収縮状態、第2駆動バルーン46は膨張した膨張状態、係止バルーン44は内圧が所定の低圧 P_{min} (Pa)の低圧膨張状態であり、且つ、保持バルーン23が膨張して腸壁40に係止した膨張状態になっているものとする。

【0078】

まず、上記状態から、第2駆動バルーン46から気体を吸引して収縮させると共に、第1駆動バルーン42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42の膨張によって、図7(A)に示すように、低圧膨張状態の係止バルーン44は第2駆動バルーン46側に押し出され、収縮した第2駆動バルーン46に覆い被さる状態になる。

【0079】

次に、低圧膨張状態の係止バルーン44に気体を充填して膨張させ、係止バルーン44を腸壁40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

10

20

30

40

50

持バルーン 2 3 と共に係止バルーン 4 4 が腸壁 4 0 に係止した係止膨張状態となる。

【 0 0 8 0 】

次に、係止バルーン 4 4 を膨張させた状態（係止膨張状態）を保持すると共に、保持バルーン 2 3 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。

【 0 0 8 1 】

続いて、係止バルーン 4 4 を腸壁 4 0 に係止させた状態（係止膨張状態）で、第 1 駆動バルーン 4 2 から気体を吸引して収縮させると共に、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。

10

【 0 0 8 2 】

換言すれば、係止膨張状態の係止バルーン 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、係止膨張状態の係止バルーン 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。

【 0 0 8 3 】

即ち、係止膨張状態の係止バルーン 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。

20

【 0 0 8 4 】

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。

【 0 0 8 5 】

次に、第 2 駆動バルーン 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。

30

【 0 0 8 6 】

そして、保持バルーン 2 3 を膨張させた状態を保持し、係止バルーン 4 4 から気体を吸引し、係止圧 P_{max} の係止膨張状態から内圧が所定の低圧 P_{min} （Pa）の低圧膨張状態まで収縮させる（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。また、低圧膨張状態となった係止バルーン 4 4 は第 1 駆動バルーン 4 2 に覆い被さった状態となる。

【 0 0 8 7 】

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。

【 0 0 8 8 】

本実施形態に係る逆進動作では、上述した正進動作と同様、バルーン制御装置 1 8 による係止バルーン 4 4 の膨張・収縮制御にて、係止バルーン 4 4 の内圧が所定の係止圧 P_{max} （Pa）の係止膨張状態～所定の低圧 P_{min} （Pa）の低圧膨張状態にて制御が行われるため（図 6 参照）、収縮状態にある係止バルーン 4 4 が第 1 駆動バルーン 4 2 に覆い被さった状態のときに（図 7（F））、第 1 駆動バルーン 4 2 を膨張させると、その押圧力によって低圧膨張状態にある係止バルーン 4 4 は先端部 1 0 a の進行方向の後方に先端部 1 0 a に対する固着部を中心として回転移動する。

40

【 0 0 8 9 】

これにより、低圧膨張状態にある係止バルーン 4 4 は、自身で巻き付きを起こすことなく回転移動し、図 7（A）に示すように第 2 駆動バルーン 4 6 に全体的に覆い被さった状態となる。その結果、図 7（B）に示すように、係止バルーン 4 4 を適切に再膨張させる

50

ことが可能となる。

【0090】

なお、本実施形態では、第1及び第2駆動バルーン42、46と係止バルーン44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。

【0091】

また、本実施形態では、第1及び第2駆動バルーン42、46と係止バルーン44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。

【0092】

さらに、バルーン制御装置18は、係止バルーン44の内圧を2K(Pa)に制御して低圧膨張状態とするとしたが、これに限らず、例えば、図8のようなバルーン膨張特性を利用することで厳密な圧力制御を必要としない。ゴムバルーンのような膨張収縮部材は、低圧状態では突っ張るのみで外径があまり変化せず、ある圧力以上で材料が伸展し外径が大きくなる。この特性を利用し、低圧状態(この場合、0kPa~3kPa)では外径がほとんど変わらず、かつ、腸管に接触しない径を保つようにバルーンを設計すれば、厳密な圧力制御を必要とせず、0kPa~3kPaの間の圧力に制御していれば良い。

【0093】

以上説明したように本実施形態によれば、バルーン制御装置18による係止バルーン44の膨張・収縮制御にて、係止バルーン44の内圧が所定の係止圧 P_{max} (Pa)の係止膨張状態~所定の低圧 P_{min} (Pa)の低圧膨張状態にて制御が行われるので、第1又は第2駆動バルーン42、46の膨張によって低圧膨張状態の係止バルーン44を回転移動させると、低圧膨張状態の係止バルーン44は、自身で巻き付きを起こすことなく所望の状態に変化し、その後、適切に再膨張を繰り返すことができる。その結果、確実に腸壁40を手繰り寄せて先端部10aを進行方向の前方又は後方に移動させることができる。

【0094】

また、本実施形態では、係止バルーン44及び保持バルーン23の少なくとも一方を腸壁40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壁40が元に戻ることなく、確実に、腸管に対して係止力を発生させて腸壁40に係止させ、かつ推進力を発生させるので、より確実に挿入部10を腸壁40に対し相対的に移動させることができる。

【0095】

なお、本実施形態では、先端部10aの進行方向の前方より第1駆動バルーン42、係止バルーン44、第2駆動バルーン46、保持バルーン23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23、第1駆動バルーン42、係止バルーン44、第2駆動バルーン46であってもよい。

【0096】

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により、先端部10aを進行方向の前後に移動させることができる。

【0097】

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。

第2実施形態：

第2実施形態は、第1実施形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明する。図9は第2実施形態に係る推進動作における正進動作のタイムチャートであり、図10は図9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

本実施形態の特徴的作用を推進動作における正進動作を例に説明する。本実施形態においても、推進動作における正進動作は、図9に示すように、第1実施形態にて説明した図

10

20

30

40

50

4 の工程 A ~ E と図 9 の工程 A ~ E が実施される。第 2 実施形態は、第 1 実施形態にて説明した図 4 の工程 F での作用が異なる。

【 0 0 9 8 】

本実施形態では、バルーン制御装置 1 8 は、図 9 に示すように、図 9 の工程 D (第 1 実施形態にて説明した図 4 の工程 D と同じ) 後に、図 9 の工程 E において第 1 駆動バルーン 4 2、及び係止 (回転) 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 9 の工程 E)。これによって、第 1 実施形態の図 5 (E) に示したように、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。

【 0 0 9 9 】

そして、バルーン制御装置 1 8 は、図 9 の工程 F において、係止バルーン 4 4 を完全に収縮させ (図 9 の矢印 E 1 参照)、係止バルーン 4 4 を図 1 0 (F 1) に示すような完全収縮状態に制御する。

【 0 1 0 0 】

具体的には、例えばバルーン制御装置 1 8 が、係止バルーン 4 4 内の気体を外部にリークさせる。このリークによって、バルーン制御装置 1 8 は係止バルーン 4 4 の内圧を制御することなく、容易かつ高速に係止バルーン 4 4 を完全収縮状態にすることができる。

【 0 1 0 1 】

その後、バルーン制御装置 1 8 は、係止バルーン 4 4 に気体を少量送気し、第 1 駆動バルーン 4 2 及び保持バルーン 2 3 を膨張させた状態を保持し、係止バルーン 4 4 から気体を吸引し、完全収縮状態から内圧が所定の低圧 P_{min} (Pa) の低圧膨張状態まで膨張させる。

【 0 1 0 2 】

これによって、第 1 実施形態にて説明した図 5 (F) と同様に、図 1 0 (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。また、低圧膨張状態となった係止バルーン 4 4 は第 2 駆動バルーン 4 6 に覆い被さった状態となる。

【 0 1 0 3 】

そして、バルーン制御装置 1 8 は、推進駆動した第 1 駆動バルーン 4 2 と反対側に位置する第 2 駆動バルーン 4 6 を駆動し、第 2 駆動バルーン 4 6 にて係止バルーン 4 4 を回転させて初期状態に戻す。ここで、係止バルーン 4 4 の初期状態は、低圧膨張状態にある係止バルーン 4 4 を自身で巻き付きを起こすことなく回転移動させ、第 1 実施形態の図 5 (A) に示した第 1 駆動バルーン 4 2 に係止バルーン 4 4 が全体的に覆い被さった状態である。

【 0 1 0 4 】

バルーン制御装置 1 8 は、係止バルーン 4 4 への気体の少量送気を、例えば所定の係止圧 P_{max} (Pa) の係止膨張状態の体積の 1 0 分の 1 以下の体積を一定時間で送気することで実現する。すなわち、バルーン制御装置 1 8 は、係止バルーン 4 4 の内圧を制御することなく、所定体積の気体の一定時間で送気するだけで、容易に係止バルーン 4 4 の内圧を低圧 P_{min} (Pa) とすることができる。

【 0 1 0 5 】

係止バルーン 4 4 への少量送気では、係止バルーン 4 4 の膨張量は少なく、また、腸管を係止していないため推進時に比べて戻り力は小さくて済むため、初期位置に戻すために膨張させる第 2 駆動バルーン 4 6 の膨張量は推進時に比べると小さくてよい。

【 0 1 0 6 】

以降、正進動作を継続する場合には、図 9 の工程 A ~ 工程 F を繰り返す。

【 0 1 0 7 】

なお、推進動作における逆進動作においてもバルーン制御装置 1 8 は同様な制御を行い、図示はしないが、第 1 実施形態で説明した図 6 の工程 F において、図 9 の工程 F と同様に係止バルーン 4 4 を全収縮状態から低圧膨張状態に遷移させる。

【 0 1 0 8 】

上述したように、本実施形態では、第 1 実施形態の効果に加え、係止バルーン 4 4 の内

10

20

30

40

50

圧を制御することなく、係止バルーン 44 を完全収縮状態し、かつ所定体積の気体の一定時間で送気するだけで、図 9 の工程 F において、容易かつ高速に係止バルーン 44 の内圧を所定の係止圧 P_{max} (Pa) の係止膨張状態 (図 9 の工程 E) から低圧 P_{min} (Pa) の低圧膨張状態 (図 9 の工程 A) に移行させることができる。

【 0 1 0 9 】

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制御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。

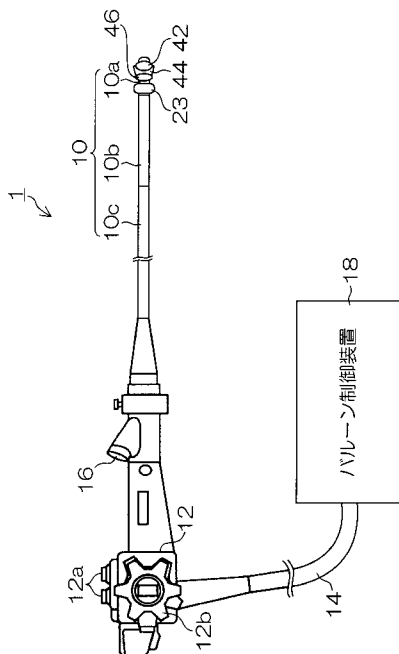
【 符号の説明 】

【 0 1 1 0 】

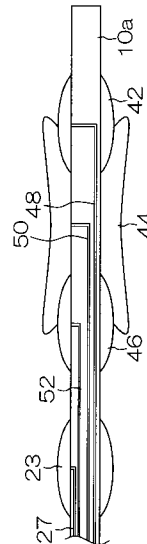
1 ... 電子内視鏡、10 ... 挿入部、10a ... 先端部、18 ... バルーン制御装置、44 ... 係止バルーン、23 ... 保持バルーン、42 ... 第 1 駆動バルーン、46 ... 第 2 駆動バルーン

10

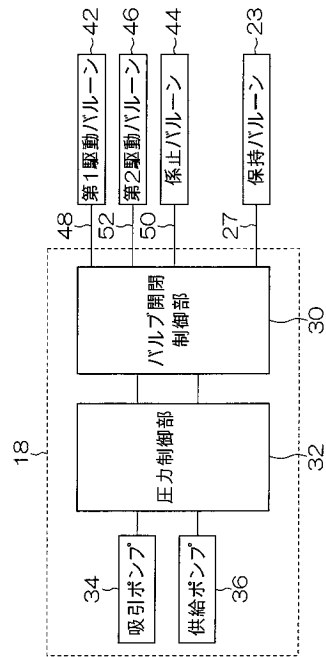
【 図 1 】



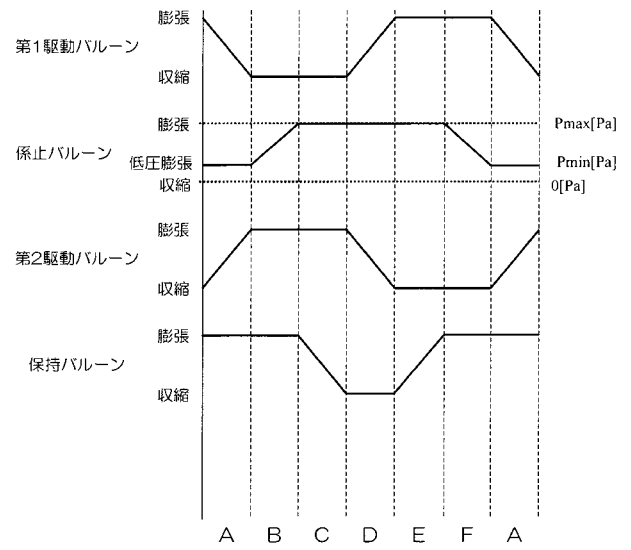
【 図 2 】



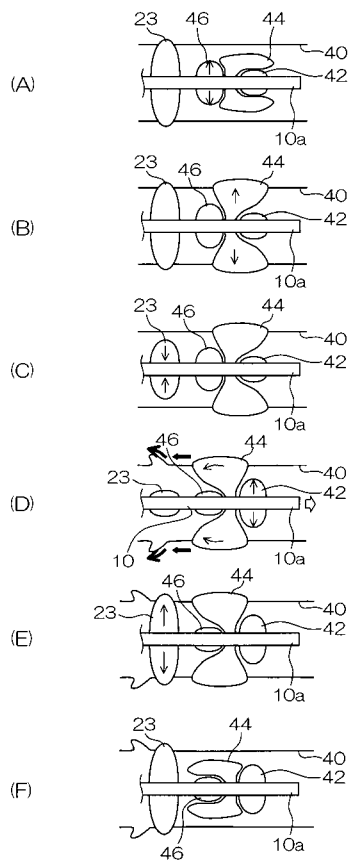
【図 3】



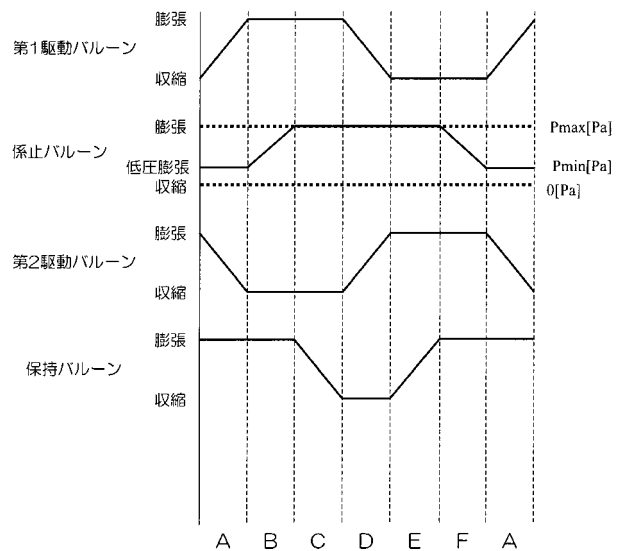
【図 4】



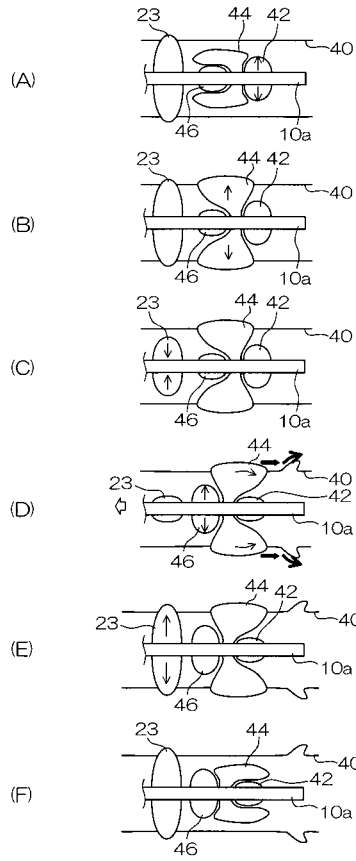
【図 5】



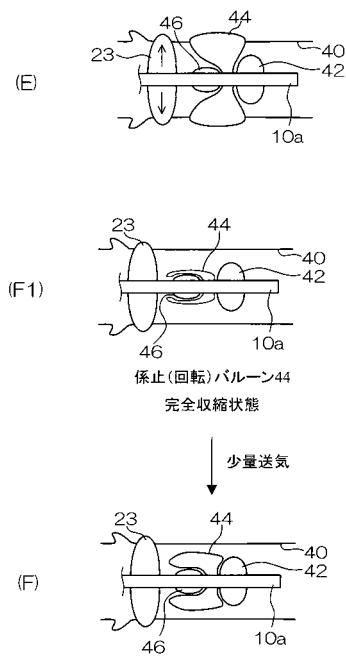
【図 6】



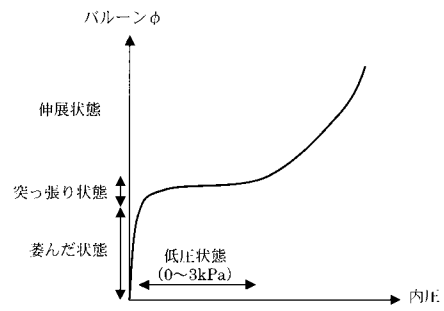
【図 7】



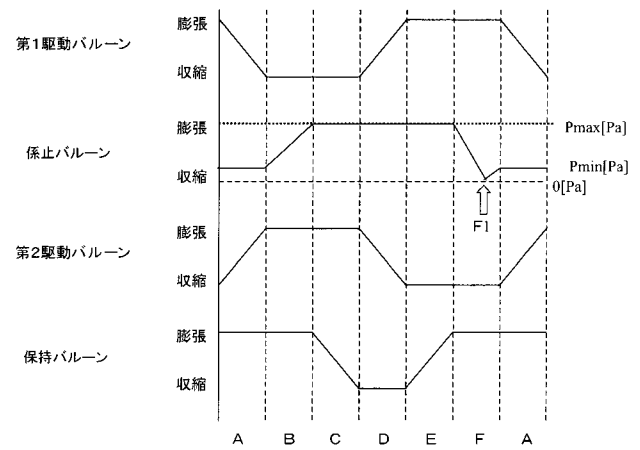
【図 10】



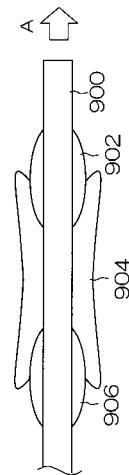
【図 8】



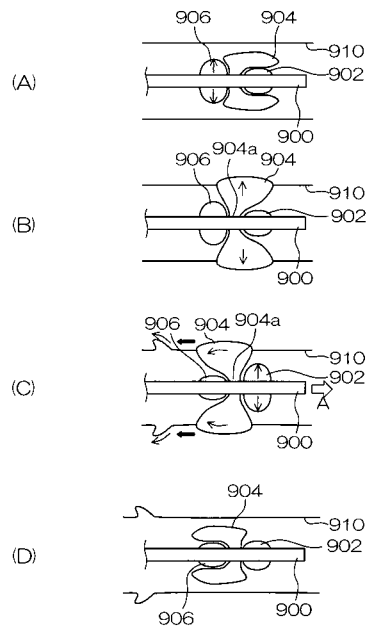
【図 9】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 都 国煥

埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地 富士フイルム株式会社内

(72)発明者 森本 雄矢

埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地 富士フイルム株式会社内

F ターム(参考) 2H040 DA16 DA55 DA57

4C061 AA04 DD03 FF36 HH01 JJ11

专利名称(译)	用于管内移动体的致动器，内窥镜和管中移动体中致动器的控制方法		
公开(公告)号	JP2011072765A	公开(公告)日	2011-04-14
申请号	JP2009279614	申请日	2009-12-09
[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 芦田毅 仲村貴行 都国煥 森本雄矢		
发明人	山川 真一 芦田 毅 仲村 貴行 都 国煥 森本 雄矢		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.320.C A61B1/00.300.P G02B23/24.A A61B1/00.320.B A61B1/00.610 A61B1/00.715 A61B1/01.513 A61B1/015.513		
F-TERM分类号	2H040/DA16 2H040/DA55 2H040/DA57 4C061/AA04 4C061/DD03 4C061/FF36 4C061/HH01 4C061/JJ11 4C161/AA04 4C161/DD03 4C161/FF36 4C161/HH01 4C161/JJ11		
优先权	2009203732 2009-09-03 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为管内移动体提供致动器，其以适当的形式重复膨胀 - 收缩构件（例如旋转球囊）的膨胀和收缩，以牢固地拉入管壁以移动管内移动体。ŽSOLUTION：在低压P min（Pa）的低压膨胀状态的锁定气囊44覆盖第二驱动气囊46的状态下，当第二驱动气囊46膨胀时，锁定气囊在低压膨胀状态下，如图44所示，通过其按压力，使固定部分相对于末端部分10a在前端部分10a的前进方向上的前方旋转并移动。由此，处于低压膨胀状态的锁定气囊44旋转并移动，以进入完全覆盖第一驱动气囊42的状态，而不会自身缠绕。结果，锁定气囊44可以再次适当地扩展。Ž

