

(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2011-147503

(P2011-147503A)

(43) 公開日 平成23年8月4日 (2011.8.4)

(51) Int.Cl.	F 1	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 B	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 C	4 C 0 6 1
	G 0 2 B 23/24 A	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2010-9265 (P2010-9265)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成22年1月19日 (2010.1.19)		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
		(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
		(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

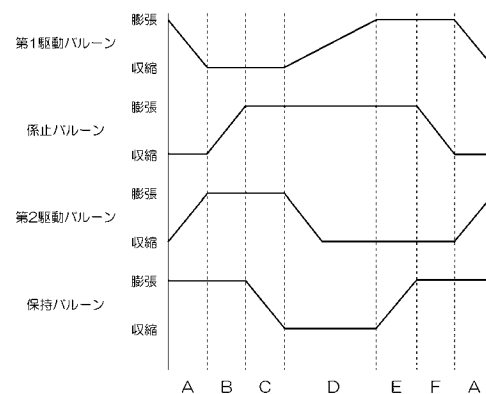
(54) 【発明の名称】 管内移動体用アクチュエータ、内視鏡、及び管内移動体用アクチュエータの制御方法

(57) 【要約】

【課題】推進動作の高速化を図りつつ、管内移動体を効率的に推進させる。

【解決手段】管内移動体に並べて配置された複数のバルーン42、44、46の膨張・収縮を制御する際、第1及び第2駆動バルーン42、46のうち、係止バルーン44が腸壁40に係止した状態にあるときに駆動される駆動バルーン（例えば第1駆動バルーン42）の膨張速度が、係止バルーン44が腸壁40に係止した状態にならないときに駆動される駆動バルーン（例えば第2の駆動バルーン46）の膨張速度よりも相対的に遅くなるように制御する。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管内に挿入される管内移動体に固定され、膨張時に前記管内の管壁に係止した状態となるように構成される第 1 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 2 及び第 3 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、及び前記第 3 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手段と、を備え、

10

前記制御手段は、前記第 1 の膨張収縮部材が前記管壁に係止した状態であるときには前記第 2 の膨張収縮部材を膨張させる一方で、前記第 1 の膨張収縮部材が前記管壁に係止した状態でないときには前記第 3 の膨張収縮部材を膨張させるように制御を行う手段であって、前記第 2 の膨張収縮部材の膨張速度が前記第 3 の膨張収縮部材の膨張速度よりも相対的に遅くなるように制御する手段であ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】

前記制御手段は、前記第 2 の膨張収縮部材の膨張速度が前記第 3 の膨張収縮部材の膨張速度の $1/2$ 以下となるように制御す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】

20

前記制御手段は、前記第 1 の膨張収縮部材が前記管壁に係止した状態であるときには、前記第 1 の膨張収縮部材を内圧 P_{\max} [Pa] の高圧膨張状態にすると共に、前記第 1 の膨張収縮部材が前記管壁に係止した状態でないときには、前記第 1 の膨張収縮部材を内圧 P_{\min} [Pa] (但し、 $0 < P_{\min} < P_{\max}$ とする。)の低圧膨張状態にすることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 4】

前記制御手段は、前記第 3 の膨張収縮部材を膨張させるときには、前記第 1 の膨張収縮部材が前記低圧膨張状態となるように制御することを特徴とする請求項 3 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 5】

30

前記制御手段は、前記第 1 の膨張収縮部材を前記高圧膨張状態から前記低圧膨張状態に変化させる際、前記第 1 の膨張収縮部材を前記高圧膨張状態から内圧 0 [Pa] の完全収縮状態に一旦変化させた後に前記低圧膨張状態に変化させるように制御することを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 6】

前記低圧膨張状態であるときの前記第 1 の膨張収縮部材の内圧 P_{\min} [Pa] は、次式

$$0 < P_{\min} < 3 \times 10^3$$

を満たすことを特徴とする請求項 3 乃至 5 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 7】

40

前記管内移動体に固定され、膨張時に前記管内の管壁に係止した状態となるように構成される第 4 の膨張収縮部材を更に備え、

前記制御手段は、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を特徴とする請求項 1 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】

前記制御手段は、前記第 1 の膨張収縮部材及び前記第 4 の膨張収縮部材の少なくとも一方が前記管壁に係止した状態となるように、前記第 1 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を特徴とする請求項 7 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 9】

50

請求項 1 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を備えることを特徴とする内視鏡。

【請求項 10】

管内に挿入される管内移動体に固定され、膨張時に前記管内の管壁に係止した状態となるように構成される第 1 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 2 及び第 3 の膨張収縮部材と、を備え、

前記第 1 の膨張収縮部材、前記第 2 の膨張収縮部材、及び前記第 3 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 の膨張収縮部材が前記管壁に係止した状態であるときには前記第 2 の膨張収縮部材を膨張させる一方で、前記第 1 の膨張収縮部材が前記管壁に係止した状態でないときには前記第 3 の膨張収縮部材を膨張させるように制御を行い、

前記第 2 の膨張収縮部材の膨張速度が前記第 3 の膨張収縮部材の膨張速度よりも相対的に遅くな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。

【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】

【0002】

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。

【0003】

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。

【0004】

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。

【0005】

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】

【0006】

【特許文献 1】特開平 11 - 9545 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 223895 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

10

20

30

40

50

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。

【0008】

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の部分に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。

10

【0009】

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。

【0010】

これに対して、複数のバルーンの膨張・収縮を繰り返すことにより管内移動体を腸壁に対し相対的に移動させる方式（以下、回転バルーン方式ともいう。）が検討されている。回転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。

20

【0011】

ここで、回転バルーン方式の概略について図12及び図13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12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が並べて配置されており、これらのバルーン902、904、906の膨張・収縮の制御が行われる。以下では、中央に配置されるバルーン904に係止バルーン（又は回転バルーン）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。

30

【0012】

管内移動体900を腸壁（図12中不図示、図13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が挿入され、係止バルーン（回転バルーン）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、収縮状態にある係止バルーン904が第1駆動バルーン902に覆い被さった状態にする（図13（A））。

【0013】

次に、係止バルーン904を膨張させて、係止バルーン904が腸壁910に係止した状態にする（図13（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、係止バルーン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の進行方向の前方（矢印Aで示す方向）からその反対側となる後方に回転させる（図13（C））。このとき、係止バルーン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。

40

【0015】

そして、係止バルーン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13（D））。

【0016】

こうして、係止バルーン904と第1及び第2駆動バルーン902、906が全て収縮

50

した初期状態となる。以降、図 13 (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。

【0017】

ところで、従来の回転バルーン方式では、第 1 駆動バルーン 902 と第 2 駆動バルーン 906 の膨張速度はいずれも同一速度で行われている。このため、推進動作の高速化を図るために各駆動バルーン 902、906 の膨張速度を大きくしていくと、推進時において、係止バルーン 904 が第 1 駆動バルーン 902 の膨張速度に追従できずに十分に回転させることができない事象が発生することが判明した。

【0018】

これは、推進時に第 1 駆動バルーン 902 が膨張するとき、膨張状態にある係止バルーン 904 が第 1 駆動バルーン 902 の急激な膨張変形によって一時的に内側に変形して、第 1 駆動バルーン 902 から係止バルーン 904 に与えられる押圧力が吸収されてしまい、係止バルーン 904 が十分に回転しないまま、次の推進シーケンスに移ってしまうことが主な原因であると考えられる。

【0019】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、推進動作の高速化を図りつつ、管内移動体を効率的に推進させ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】

【0020】

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、管内に挿入される管内移動体に固定され、膨張時に前記管内の管壁に係止した状態となるように構成される第 1 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 2 及び第 3 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、及び前記第 3 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手段と、を備え、前記制御手段は、前記第 1 の膨張収縮部材が前記管壁に係止した状態であるときには前記第 2 の膨張収縮部材を膨張させる一方で、前記第 1 の膨張収縮部材が前記管壁に係止した状態でないときには前記第 3 の膨張収縮部材を膨張させるように制御を行う手段であって、前記第 2 の膨張収縮部材の膨張速度が前記第 3 の膨張収縮部材の膨張速度よりも相対的に遅くなるように制御する手段であることを特徴とする。

【0021】

本発明によれば、第 1 の膨張収縮部材が管壁に係止した状態であるときに駆動される第 2 の膨張収縮部材の膨張速度が、第 1 の膨張収縮部材が管壁に係止した状態でないときに駆動される第 3 の膨張収縮部材の膨張速度に比べて相対的に遅くなるように制御される。これにより、推進時（即ち、第 2 の膨張収縮部材の膨張時）に、第 2 の膨張収縮部材の膨張変形が第 1 の膨張収縮部材によって吸収されることなく、第 2 の膨張収縮部材から第 1 の膨張収縮部材に対して押圧力が確実に伝達されるようになる。その結果、第 1 の膨張収縮部材を十分に回転させることができ、推進動作の高速化を図りつつ、管内移動体を効率的に推進させることが可能となる。

【0022】

請求項 2 に記載の管内移動体用アクチュエータは、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、前記制御手段は、前記第 2 の膨張収縮部材の膨張速度が前記第 3 の膨張収縮部材の膨張速度の $1/2$ 以下となるように制御することを特徴とする。

【0023】

請求項 3 に記載の管内移動体用アクチュエータは、請求項 1 又は 2 に記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記制御手段は、前記第 1 の膨張収縮部材が前記管壁に係止

10

20

30

40

50

した状態であるときには、前記第 1 の膨張収縮部材を内圧 P_{\max} [Pa] の高圧膨張状態にすると共に、前記第 1 の膨張収縮部材が前記管壁に係止した状態でないときには、前記第 1 の膨張収縮部材を内圧 P_{\min} [Pa] (但し、 $0 < P_{\min} < P_{\max}$ とする。) の低圧膨張状態にすることを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

請求項 4 に記載の管内移動体用アクチュエータは、請求項 3 に記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記制御手段は、前記第 3 の膨張収縮部材を膨張させるときには、前記第 1 の膨張収縮部材が前記低圧膨張状態となるように制御することを特徴とする。

【 0 0 2 5 】

請求項 5 に記載の管内移動体用アクチュエータは、請求項 3 又は 4 に記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記制御手段は、前記第 1 の膨張収縮部材を前記高圧膨張状態から前記低圧膨張状態に変化させる際、前記第 1 の膨張収縮部材を前記高圧膨張状態から内圧 0 [Pa] の完全収縮状態に一旦変化させた後に前記低圧膨張状態に変化させるように制御することを特徴とする。

10

【 0 0 2 6 】

請求項 6 に記載の管内移動体用アクチュエータは、請求項 3 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記低圧膨張状態であるときの前記第 1 の膨張収縮部材の内圧 P_{\min} [Pa] は、次式 $0 < P_{\min} < 3 \times 10^3$ を満たすことを特徴とする。

【 0 0 2 7 】

20

請求項 7 に記載の管内移動体用アクチュエータは、請求項 1 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であって、前記管内移動体に固定され、膨張時に前記管内の管壁に係止した状態となるように構成される第 4 の膨張収縮部材を更に備え、前記制御手段は、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を特徴とする。

【 0 0 2 8 】

請求項 8 に記載の管内移動体用アクチュエータは、請求項 7 に記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記制御手段は、前記第 1 の膨張収縮部材及び前記第 4 の膨張収縮部材の少なくとも一方が前記管壁に係止した状態となるように、前記第 1 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を特徴とする。

【 0 0 2 9 】

30

請求項 9 に記載の内視鏡は、請求項 1 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を備えることを特徴とする。

【 0 0 3 0 】

請求項 10 に記載の管内移動体用アクチュエータの制御方法は、管内に挿入される管内移動体に固定され、膨張時に前記管内の管壁に係止した状態となるように構成される第 1 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 2 及び第 3 の膨張収縮部材と、を備え、前記第 1 の膨張収縮部材、前記第 2 の膨張収縮部材、及び前記第 3 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 の膨張収縮部材が前記管壁に係止した状態であるときには前記第 2 の膨張収縮部材を膨張させる一方で、前記第 1 の膨張収縮部材が前記管壁に係止した状態でないときには前記第 3 の膨張収縮部材を膨張させるように制御を行い、前記第 2 の膨張収縮部材の膨張速度が前記第 3 の膨張収縮部材の膨張速度よりも相対的に遅くなるように制御することを特徴とする。

40

【 発明の効果 】

【 0 0 3 1 】

本発明によれば、第 1 の膨張収縮部材が管壁に係止した状態であるときに駆動される第 2 の膨張収縮部材の膨張速度が、第 1 の膨張収縮部材が管壁に係止した状態でないときに

50

駆動される第 3 の膨張収縮部材の膨張速度に比べて相対的に遅くなるように制御される。これにより、推進時（即ち、第 2 の膨張収縮部材の膨張時）に、第 2 の膨張収縮部材の膨張変形が第 1 の膨張収縮部材によって吸収されることなく、第 2 の膨張収縮部材から第 1 の膨張収縮部材に対して押圧力が確実に伝達されるようになる。その結果、第 1 の膨張収縮部材を十分に回転させることができ、推進動作の高速化を図りつつ、管内移動体を効率的に推進させることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図 1】電子内視鏡の構成図

【図 2】挿入部の先端部の拡大断面図

10

【図 3】バルーン制御装置のブロック構成図

【図 4】第 1 の実施形態に係る正進動作のタイムチャートを示した図

【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

【図 6】第 1 の実施形態に係る逆進動作のタイムチャートを示した図

【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

【図 8】第 2 の実施形態に係る正進動作のタイムチャートを示した図

【図 9】図 8 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

20

【図 10】第 3 の実施形態に係る正進動作のタイムチャートを示した図

【図 11】図 10 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

【図 12】従来の回転バルーン方式を説明するための概略図

【図 13】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

【発明を実施するための形態】

【0033】

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。

【0034】

30

〔第 1 の実施形態〕

図 1 は、本発明の第 1 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。

【0035】

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。

【0036】

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。

40

【0037】

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が噴射されるノズルなどが設けられている。

【0038】

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

50

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。

【0039】

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。

【0040】

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。

10

【0041】

尚、第 1 及び第 2 駆動バルーン 42、46 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。

【0042】

また、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。

【0043】

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。

20

【0044】

図 2 に示すように、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。

【0045】

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

30

【0046】

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。

【0047】

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。

40

【0048】

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）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。

【0049】

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

50

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。

【００５０】

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。

10

【００５１】

尚、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。

【００５２】

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。

【００５３】

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。

20

【００５４】

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。

【００５５】

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。

30

【００５６】

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。

【００５７】

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２駆動バルーン４６と係止バルーン４４が共に収縮し、且つ、第１駆動バルーン４２が膨張した状態であり、さらに保持バルーン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。

40

【００５８】

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、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。

【００５９】

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２３と共に係止バルーン４４が腸壁４０に係止した状態となる。

【００６０】

50

尚、以下では、係止バルーン 4 4 が膨張して腸壁 4 0 に接触している状態のとき、係止バルーン 4 4 の表面のうち、腸壁 4 0 に接触していない部分（即ち、挿入部 1 0 と腸壁 4 0 の間を埋める部分）を第 1 の部分といい、腸壁 4 0 に接触している部分を第 2 の部分ということにする。

【 0 0 6 1 】

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 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 4 4 のみが腸壁 4 0 に係止した状態となる。

【 0 0 6 2 】

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 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 4 2 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 4 4 は、第 1 駆動バルーン 4 2 の膨張により先端部 1 0 a 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。

【 0 0 6 3 】

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）の前方側（先端部 1 0 a の進行方向の前方側；図中の右側）は、第 1 駆動バルーン 4 2 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 5（D）の黒矢印）に向かって押圧力を与える。

【 0 0 6 4 】

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 の進行方向の後方に向かって繰り出される。

【 0 0 6 5 】

そのため、腸壁 4 0 は先端部 1 0 a 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 1 0 a は腸壁 4 0 に対し相対的に進行方向の前方に推進（正進）する。

【 0 0 6 6 】

本実施形態に係る正進動作では、第 1 駆動バルーン 4 2 の膨張速度は第 2 駆動バルーン 4 6 の膨張速度よりも相対的に遅くなるように制御が行われる。

【 0 0 6 7 】

具体的には、図 4 の工程 D において、膨張して腸壁 4 0 を係止状態にある係止バルーン 4 4 を進行方向の後方（図 5 の左側）に押し出すときに駆動される第 1 駆動バルーン 4 2 の膨張速度が相対的に遅くなるように制御される一方で、図 4 の工程 A において、収縮して腸壁 4 0 に対する係止状態が解除された係止バルーン 4 4 を進行方向の前方（図 5 の右側）に押し出すときに駆動される第 2 駆動バルーン 4 6 の膨張速度が相対的に速くなるように制御が行われる。第 1 駆動バルーン 4 2 の膨張速度は第 2 駆動バルーン 4 6 の膨張速度の $1/2$ 以下に設定されることが好ましい。

【 0 0 6 8 】

図 4 に示した例では、工程 D にかかる所要時間（即ち、第 1 駆動バルーン 4 2 が収縮状態から膨張状態に遷移する時間）は例えば 2 ～ 4 秒となっており、工程 A にかかる所要時間（即ち、第 2 駆動バルーン 4 6 が収縮状態から膨張状態に遷移する時間）の約 2 . 5 倍に設定されている。

【 0 0 6 9 】

このように第 1 駆動バルーン 4 2 の膨張速度が第 2 駆動バルーン 4 6 の膨張速度よりも相対的に遅くなるように制御することによって、推進時（即ち、第 1 駆動バルーン 4 2 の膨張時）に、第 1 駆動バルーン 4 2 の膨張変形が係止バルーン 4 4 の内側への変形で吸収されることなく、第 1 駆動バルーン 4 2 から係止バルーン 4 4 に対して押圧力が確実に伝達されるようになる。その結果、係止バルーン 4 4 を先端部 1 0 a に対する固着部を中心にして先端部 1 0 a の進行方向の前方から後方に向かって十分に回転移動させることがで

10

20

30

40

50

き、推進動作の高速化を図りつつ、先端部 10a を効率的に推進させることが可能となる。

【0070】

尚、正進動作において、第 2 駆動バルーン 46 を膨張させるときには係止バルーン 44 は収縮して腸壁 40 に対する係止状態が解除された状態となっており、第 1 駆動バルーン 42 を膨張させたときのような問題は起こらないため、第 2 駆動バルーン 46 の膨張速度を第 1 駆動バルーン 42 の膨張速度よりも相対的に速くすることが可能である。

【0071】

このようにして第 1 駆動バルーン 42 を膨張させた後、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。

10

【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 を収縮させる（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、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】

20

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。

【0075】

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 駆動バルーン 42 と係止バルーン 44 が共に収縮し、且つ、第 2 駆動バルーン 46 が膨張した状態であり、さらに保持バルーン 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。

30

【0076】

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、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。

【0077】

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 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 23 と共に係止バルーン 44 が腸壁 40 に係止した状態となる。

【0078】

40

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 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 44 のみが腸壁 40 に係止した状態となる。

【0079】

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 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 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 44 は、第 2 駆動バルーン 46 の膨張により先端部 10a 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。

【0080】

50

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）の後方側（先端部１０ａの進行方向の後方側；図中の左側）は、第２駆動バルーン４６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の進行方向の前方（図７（Ｄ）の黒矢印）に向かって押圧力を与える。

【００８１】

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の進行方向の前方に向かって繰り出される。

【００８２】

そのため、腸壁４０は先端部１０ａ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１０ａは腸壁４０に対し相対的に進行方向の後方に推進（逆進）する。

【００８３】

本実施形態に係る逆進動作では、第２駆動バルーン４６の膨張速度は第１駆動バルーン４２の膨張速度よりも相対的に遅くなるように制御が行われる。

【００８４】

具体的には、図６の工程Ｄにおいて、膨張して腸壁４０を係止状態にある係止バルーン４４を進行方向の前方（図７の右側）に押し出すときに駆動される第２駆動バルーン４６の膨張速度が相対的に遅くなるように制御される一方で、図６の工程Ａにおいて、収縮して腸壁４０に対する係止状態が解除された係止バルーン４４を進行方向の後方（図７の左側）に押し出すときに駆動される第１駆動バルーン４２の膨張速度が相対的に速くなるように制御が行われる。第２駆動バルーン４６の膨張速度は第１駆動バルーン４２の膨張速度の１／２以下に設定されることが好ましい。

【００８５】

図６に示した例では、工程Ｄにかかる時間（即ち、第２駆動バルーン４６が収縮状態から膨張状態に遷移する時間）は例えば２～４秒となっており、工程Ａにかかる所要時間（即ち、第１駆動バルーン４２が収縮状態から膨張状態に遷移する時間）の約２．５倍に設定されている。

【００８６】

このように第２駆動バルーン４６の膨張速度が第１駆動バルーン４２の膨張速度よりも相対的に遅くなるように制御することによって、推進時（即ち、第２駆動バルーン４６の膨張時）に、第２駆動バルーン４６の膨張変形が係止バルーン４４の内側への変形で吸収されることなく、第２駆動バルーン４６から係止バルーン４４に対して押圧力が確実に伝達されるようになる。その結果、係止バルーン４４を先端部１０ａに対する固着部を中心にして先端部１０ａの進行方向の後方から前方に向かって十分に回転移動させることができ、推進動作の高速化を図りつつ、先端部１０ａを効率的に推進させることが可能となる。

【００８７】

尚、逆進動作において、第１駆動バルーン４２を膨張させるときには係止バルーン４４は収縮して腸壁４０に対する係止状態が解除された状態となっており、第２駆動バルーン４６を膨張させたときのような問題は起こらないため、第１駆動バルーン４２の膨張速度を第２駆動バルーン４６の膨張速度よりも相対的に速くすることが可能である。

【００８８】

このようにして第２駆動バルーン４６を膨張させた後、第２駆動バルーン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。

【００８９】

そして、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２３のみが腸

10

20

30

40

50

壁 4 0 に係止した状態となる。

【 0 0 9 0 】

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 9 1 】

尚、本実施形態では、図 4 及び図 6 の工程 F において、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。

【 0 0 9 2 】

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。

【 0 0 9 3 】

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 9 4 】

第 1 の実施形態によれば、バルーン制御装置 1 8 による第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 の膨張・収縮を制御する際、第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 のうち、膨張して腸壁 4 0 を係止状態にある係止バルーン 4 4 を反対側に押し出すときに駆動される駆動バルーンの膨張速度が、収縮して腸壁 4 0 に対する係止状態が解除された係止バルーン 4 4 を反対側に押し出すときに駆動される駆動バルーンの膨張速度よりも相対的に遅くなるように制御が行われる。これにより、推進時に、第 1 又は第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 の膨張変形が係止バルーン 4 4 の内側への変形で吸収されることなく、第 1 又は第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 から係止バルーン 4 4 に対して押圧力が確実に伝達されるようになる。その結果、係止バルーン 4 4 を十分に回転させることができ、推進動作の高速化を図りつつ、先端部 1 0 a を効率的に推進させることが可能となる。

【 0 0 9 5 】

また、本実施形態では、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 に係止させることができ、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 9 6 】

尚、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 9 7 】

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 9 8 】

〔 第 2 の実施形態 〕

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。以下、第 1 の実施形態と共通する部分については説明を省略し、本実施形態の特徴的な部分を中心に説明する。

【 0 0 9 9 】

第 1 の実施形態では、例えば正進動作の場合、第 2 駆動バルーン 4 6 を膨張させることによって、係止バルーン 4 4 が第 2 駆動バルーン 4 6 に覆い被さった状態（図 5（F））から第 1 駆動バルーン 4 2 に覆い被さった状態（図 5（A））に変化させている。このとき、係止バルーン 4 4 は内圧 0 [Pa] に完全に収縮した状態（完全収縮状態）となっているため、第 2 駆動バルーン 4 6 の膨張時に、係止バルーン 4 4 が自身で巻き付きを起こ

10

20

30

40

50

したり、第 2 駆動バルーン 4 6 の表面に巻き付いた状態となってしまう、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（図 5（A））とならない場合が考えられる。このような場合が起こると、係止バルーン 4 4 を適切な位置で再膨張させることができなくなり、推進ロスが大きくなってしまう。

【0100】

そこで第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態に潜在する問題点を改善すべく、係止バルーン 4 4 を内圧 0 [Pa] の完全収縮状態にすることなく、少なくとも内圧が所定の圧力以上となるように常に膨張させた状態で係止バルーン 4 4 の膨張・収縮を制御することによって、係止バルーン 4 4 が巻き付きを起こすことなく、係止バルーン 4 4 が適切な位置で再膨張できるようにする。

10

【0101】

図 8 は、第 2 実施形態に係る正進動作のタイムチャートを示した図である。また、図 9 は、図 8 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。

【0102】

第 2 の実施形態では、先端部 10a に設けられた複数のバルーン 4 2、4 4、4 6、2 3 のうち、第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 と保持バルーン 2 3 は第 1 の実施形態と同様にして制御が行われる一方で、係止バルーン 4 4 は第 1 の実施形態とは異なる制御が行われる。

【0103】

20

具体的には、図 8 に示すように、係止バルーン 4 4 は、内圧 0 [Pa] の完全に収縮した状態（完全収縮状態）になることなく、内圧 P_{min} [Pa] の低圧膨張状態と内圧 P_{max} [Pa] の高圧膨張状態との間で膨張・収縮を繰り返すように制御が行われる（但し、 $0 < P_{min} < P_{max}$ とする。）。

【0104】

より詳しく説明すると、係止バルーン 4 4 は、図 8 の工程 A では低圧膨張状態となっており、次の工程 B で低圧膨張状態から高圧膨張状態に変化し、工程 C が開始されて工程 E が終了するまでの間は高圧膨張状態が維持される。そして、工程 F で高圧膨張状態から低圧膨張状態に変化して、工程 A が開始される時点の状態に戻る。以後、工程 A ~ 工程 F が順次繰り返し実行される。

30

【0105】

係止バルーン 4 4 が低圧膨張状態であるときの内圧 P_{min} [Pa] としては、係止バルーン 4 4 が腸壁 40 に接触しないか、又は、腸壁 40 に接触しても腸壁 40 との間に係止力を発生させない程度の膨張径となるような圧力が設定される。一方、係止バルーン 4 4 が高圧膨張状態であるときの内圧 P_{max} [Pa] としては、係止バルーン 4 4 が腸壁 40 に接触して腸壁 40 との間に十分な係止力を発生させる程度の膨張径となるような圧力が設定される。

【0106】

本実施形態においては、係止バルーン 4 4 が低圧膨張状態であるときの内圧 P_{min} [Pa] としては、次式 $0 < P_{min} \leq 3 \times 10^3$ （より好ましくは、 $0 < P_{min} \leq 2 \times 10^3$ ）を満足する範囲内に設定されることが好ましく、例えば係止バルーン 4 4 の内圧 P_{min} は 2×10^3 [Pa] に設定された状態で制御が行われる。

40

【0107】

本実施形態においては、第 1 駆動バルーン 4 2 に比べて第 2 駆動バルーン 4 6 の膨張量を小さくすることも可能である。図 8 の工程 A では、第 2 駆動バルーン 4 6 を膨張させるときには係止バルーン 4 4 は低圧膨張状態となっている。このときの係止バルーン 4 4 の膨張量は少なく、腸壁 40 に係止していないため、第 2 駆動バルーン 4 6 を膨張させたときに係止バルーン 4 4 から与えられる反発力（戻り力）は、図 8 の工程 D において第 1 駆動バルーン 4 2 を駆動させたときに係止バルーン 4 4 から与えられる反発力よりも小さい。従って、第 1 駆動バルーン 4 2 に比べて第 2 駆動バルーン 4 6 の膨張量を小さくしても

50

、係止バルーン 4 4 を容易に第 1 駆動バルーン 4 2 側に押し出すことができ、係止バルーン 4 4 を第 1 駆動バルーン 4 2 に覆い被さった状態とすることができる。

【0108】

尚、第 2 の実施形態に係る逆進動作については、図 8 に示したタイムチャートにおいて第 1 駆動バルーン 4 2 と第 2 駆動バルーン 4 6 の制御シーケンスが相互に入れ替わる点以外は同様であるので、ここでは重複を避けるため説明を省略する。

【0109】

第 2 の実施形態によれば、係止バルーン 4 4 は、内圧 P_{min} [Pa] の低圧膨張状態と内圧 P_{max} [Pa] の高圧膨張状態との間で膨張・収縮を繰り返すように制御が行われる。即ち、係止バルーン 4 4 の内圧が少なくとも所定の圧力 (P_{min} [Pa]) 以上となるように常に膨張させた状態で係止バルーン 4 4 の内圧が制御される。

10

【0110】

これにより、第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 のうち、一方の駆動バルーン (低圧膨張状態にある係止バルーン 4 4 が覆い被さっている方の駆動バルーン) を膨張させたとき、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、駆動バルーンから与えられる押圧力によって先端部 10 a の進行方向の前方又は後方に先端部 10 a に対する固着部を中心として回転移動し、他方の駆動バルーン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 4 4 を適切に再膨張させることが可能となり、推進口スを生じることなく、先端部 10 a を腸壁 40 に対して効率良く推進させることが可能となる。

20

【0111】

また、第 1 の実施形態と同様に、第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 の膨張速度が相対的に異なるように制御が行われるので、推進時に第 1 又は第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 の膨張変形が係止バルーン 4 4 の内側への変形で吸収されることなく、第 1 又は第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 から係止バルーン 4 4 に対して押圧力が確実に伝達されるようになる。その結果、係止バルーン 4 4 を十分に回転させることができ、推進動作の高速化を図りつつ、先端部 10 a を効率的に推進させることが可能となる。

【0112】

〔第 3 の実施形態〕

次に、本発明の第 3 の実施形態について説明する。以下、第 1 又は第 2 の実施形態と共通する部分については説明を省略し、本実施形態の特徴的な部分を中心に説明する。

30

【0113】

図 10 は、第 3 実施形態に係る正進動作のタイムチャートを示した図である。また、図 11 は、図 10 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。

【0114】

第 3 の実施形態では、係止バルーン 4 4 の制御が一部異なる点以外は、第 2 の実施形態と同様の制御が行われる。

【0115】

具体的には、図 10 の工程 F において、係止バルーン 4 4 を内圧 P_{max} [Pa] の高圧膨張状態 (図 11 (E)) から内圧 0 [Pa] の完全収縮状態 (図 11 (F)) に一旦変化させてから内圧 P_{min} [Pa] の低圧膨張状態 (図 11 (G)) に変化させている。

40

【0116】

より詳しく説明すると、図 3 に示したバルーン制御装置 18 は、バルブ開閉制御部 30 を制御して係止バルーン 4 4 に対応するバルブを開状態にした後、吸引ポンプ 34 を駆動して係止バルーン 4 4 から気体を吸引して、係止バルーン 4 4 を完全収縮状態にする。そして、吸引ポンプ 34 の駆動を停止した後、供給ポンプ 36 を駆動して完全収縮状態となった係止バルーン 4 4 に所定体積の気体を一定時間供給して (少量送気) して、係止バルーン 4 4 を低圧膨張状態にしている。

【0117】

50

このときの係止バルーン４４に対する気体の送気量としては、係止バルーン４４が高圧膨張状態（即ち、腸壁４０に係止している状態）となっているときの体積の１０分の１以下の体積であることが好ましい。

【０１１８】

このように係止バルーン４４を完全収縮状態にした後に所定体積の気体を一定時間供給する方式（少量送気方式）によれば、係止バルーン４４を高圧膨張状態から低圧膨張状態に直接変化させる態様（第２の実施形態）に比べて、係止バルーン４４に対する制御が簡便となり、制御時間を短縮することが可能となる。

【０１１９】

尚、第３の実施形態に係る逆進動作については、図１０に示したタイムチャートにおいて第１駆動バルーン４２と第２駆動バルーン４６の制御シーケンスが相互に入れ替わる点以外は同様であるので、ここでは重複を避けるため説明を省略する。

10

【０１２０】

第３の実施形態によれば、上述した第１及び第２の実施形態と同様の効果が得られると共に、係止バルーン４４を高圧膨張状態から低圧膨張状態に直接変化させることなく、完全収縮状態を経てから行われるので、係止バルーン４４に対する制御が簡便となり、制御時間の短縮によって推進動作の高速化が可能となる。

【０１２１】

尚、上述した各実施形態では、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）の先端に複数のバルーンが並設される場合についても同様に適用することが可能である。

20

【０１２２】

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。

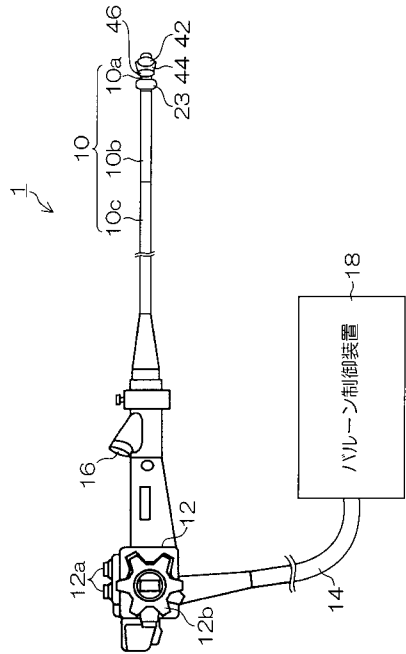
【符号の説明】

【０１２３】

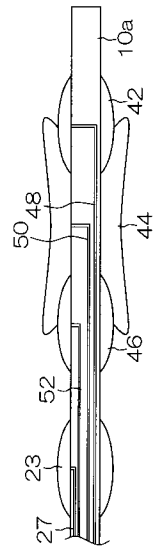
１…電子内視鏡、１０…挿入部、１０ａ…先端部、１８…バルーン制御装置、２３…保持バルーン、４２…第１駆動バルーン、４４…係止バルーン、４６…第２駆動バルーン

30

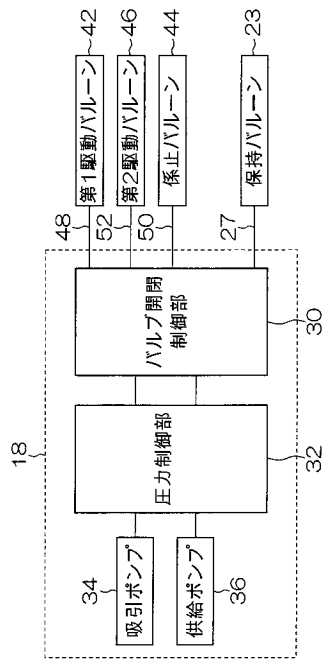
【 図 1 】



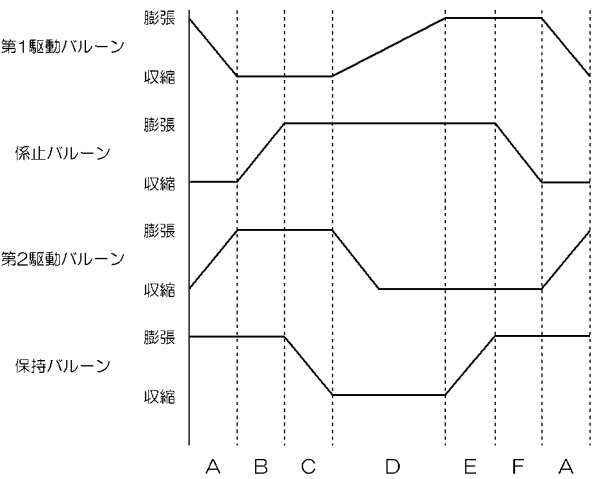
【 図 2 】



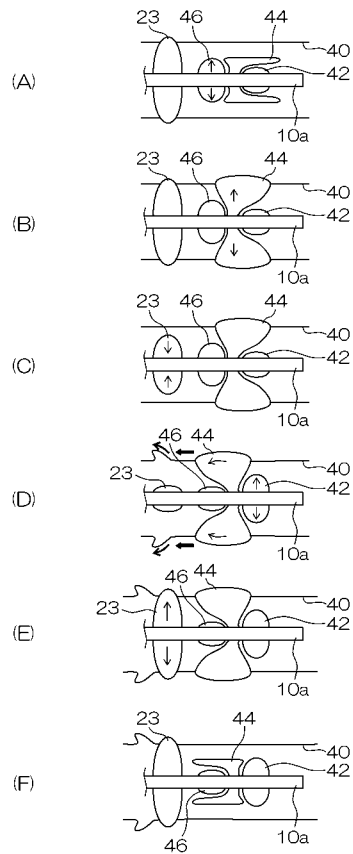
【 図 3 】



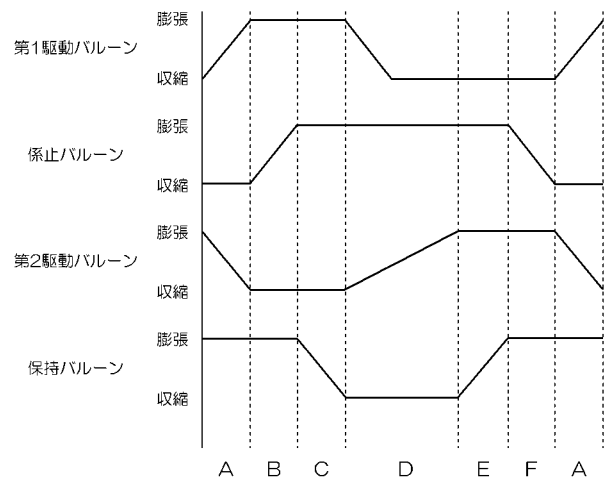
【 図 4 】



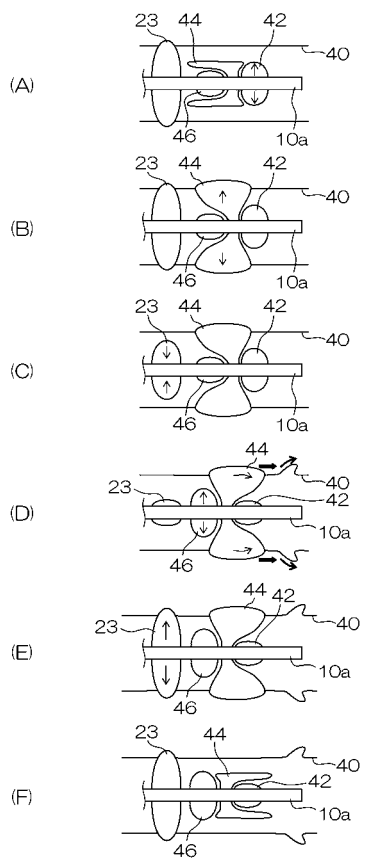
【図 5】



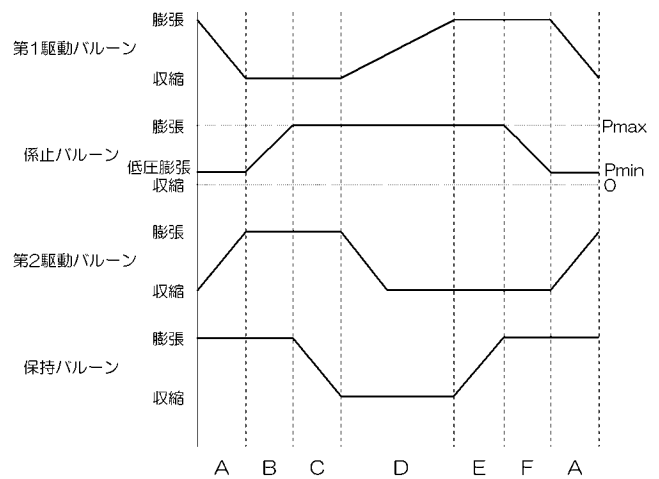
【図 6】



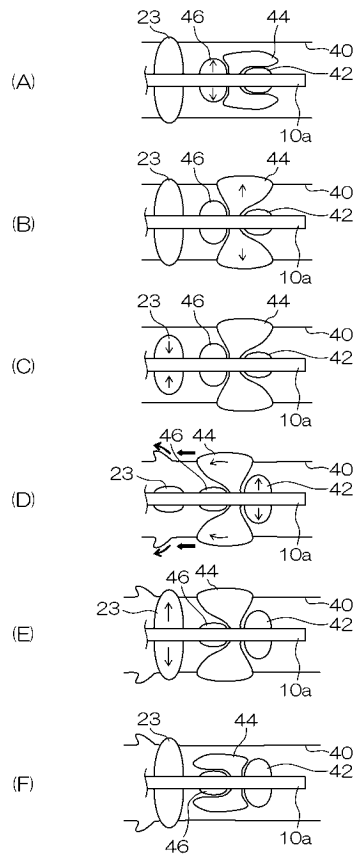
【図 7】



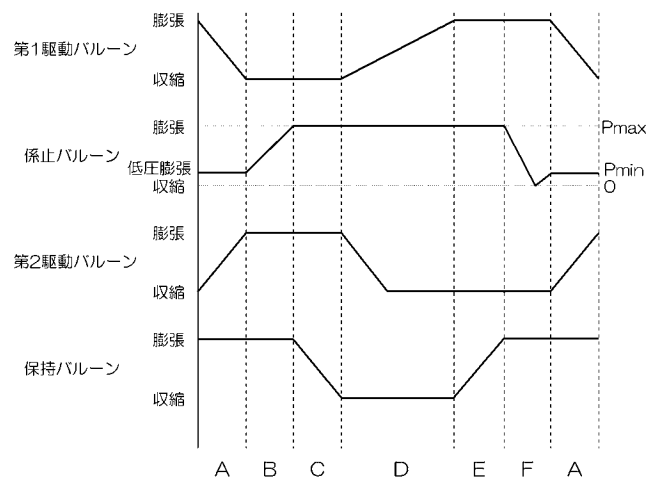
【図 8】



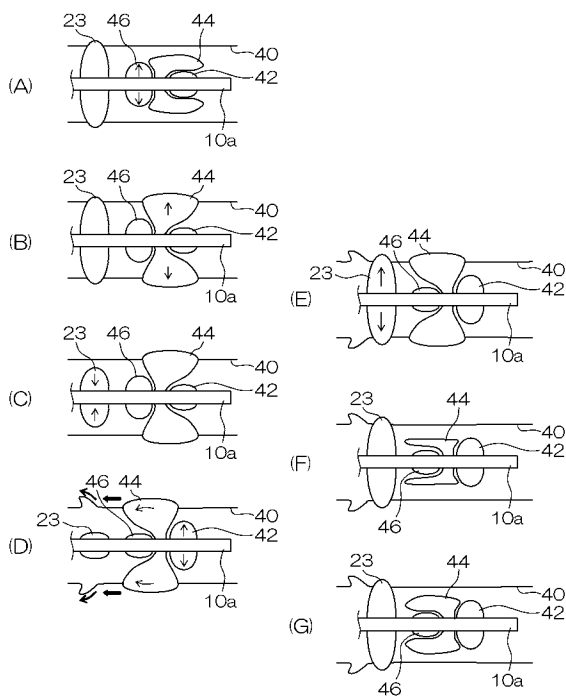
【図 9】



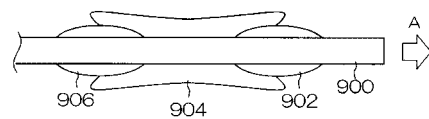
【図 10】



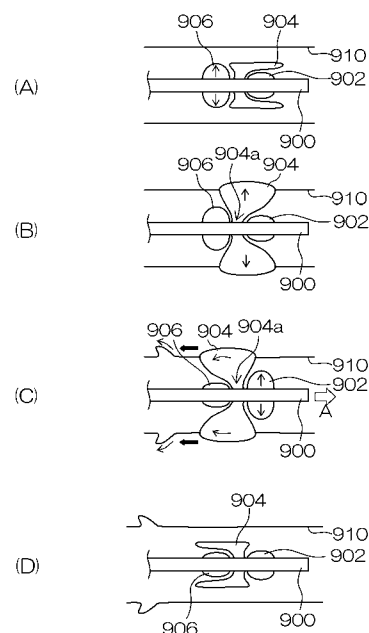
【図 11】



【図 12】



【図 13】



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 DA11 DA41 DA57

4C061 AA03 AA04 DD03 FF36 GG25 HH02 HH05 HH13 NN01 PP20

4C161 AA03 AA04 DD03 FF36 GG25 HH02 HH05 HH13 NN01 PP20

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	JP2011147503A	公开(公告)日	2011-08-04
申请号	JP2010009265	申请日	2010-01-19
[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.B A61B1/00.320.C G02B23/24.A A61B1/00.610 A61B1/01.513		
F-TERM分类号	2H040/DA11 2H040/DA41 2H040/DA57 4C061/AA03 4C061/AA04 4C061/DD03 4C061/FF36 4C061/GG25 4C061/HH02 4C061/HH05 4C061/HH13 4C061/NN01 4C061/PP20 4C161/AA03 4C161/AA04 4C161/DD03 4C161/FF36 4C161/GG25 4C161/HH02 4C161/HH05 4C161/HH13 4C161/NN01 4C161/PP20		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：有效地推进管道中的移动物体，同时提高推进操作的速度。 解决方案：当控制第一和第二驱动气囊42,46中的管移动体中并排布置的多个气囊42,44,46的膨胀/收缩时，锁定气囊44插入肠壁40中。（例如，当锁定球囊44与驱动球囊（第一驱动球囊42）接合时被驱动的第一驱动球囊42处于锁定球囊44未被锁定到肠壁40的状态。例如，第二驱动气球46）。点域4

