

(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2011-130914  
(P2011-130914A)

(43) 公開日 平成23年7月7日(2011.7.7)

(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 C 4 C 0 6 1  
 4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2009-292925 (P2009-292925)	(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24日 (2009.12.24)	(74) 代理人	100083116 弁理士 松浦 憲三
		(72) 発明者	部 国煥 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

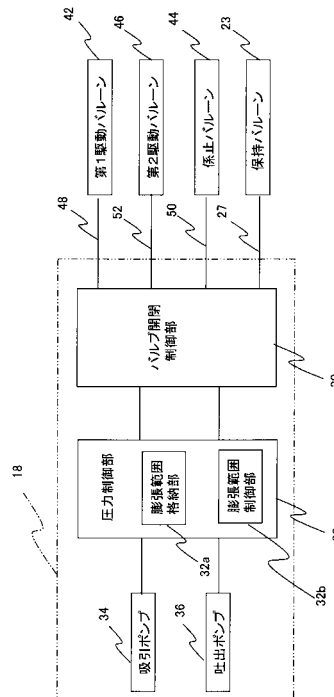
(54) 【発明の名称】 管内移動体用アクチュエータおよびその制御方法、内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 膨張収縮部材に材料や厚みの不均一性が存在する場合でも、膨張時の該膨張収縮部材の形状を安定した所定形状に保持する。

【解決手段】 圧力制御部 3 2 は、係止バルーン 4 4 の内圧 p が極大となる伸長比が 1 . 5 の場合、係止バルーン 4 4 の伸長比 が 1 . 5 以内の領域を使用範囲とし、膨張範囲制御部 3 2 b がこの使用範囲の情報である膨張範囲情報と関連付けられて予め格納されている送気流量情報を膨張範囲格納部 3 2 a から読み出し、この送気流量情報により係止バルーン 4 4 の膨張を流量制御する。

【選択図】 図 3



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

管内移動体に設けられ管内移動方向に並べて配置された第 1 膨張収縮部材と第 2 膨張収縮部材と第 3 膨張収縮部材と、

前記第 1 膨張収縮部材と前記第 2 膨張収縮部材と前記第 3 膨張収縮部材の膨張収縮を制御する制御部と、を有し、

前記第 1 膨張収縮部材と前記第 2 膨張収縮部材はともに前記制御部により膨張させた状態で互いに接触し、前記第 1 膨張収縮部材と前記第 3 膨張収縮部材はともに前記制御部により膨張させた状態で互いに接触するように配置され、

前記第 2 膨張収縮部材と前記第 3 膨張収縮部材はともに前記制御部により膨張させた状態で互いに接触しないように配置されており、

前記制御部は、

前記第 2 膨張収縮部材と前記第 3 膨張収縮部材との少なくとも一方を膨張範囲制御対象部材とし、膨張時における非膨張時からの伸長比に基づく前記膨張範囲制御対象部材の膨張範囲を予め格納した膨張範囲格納手段と、前記膨張範囲にて前記膨張範囲制御対象部材を膨張させ、膨張時における前記膨張範囲制御対象部材の前記伸長比を所定伸長比以内とする膨張範囲制御手段と、を備えた

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、膨張して管内壁に接触した時に前記管内移動体と前記管内壁との間を埋める第 1 の部分と、前記管内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、

前記制御部は、

前記第 2 膨張収縮部材あるいは前記第 3 膨張収縮部材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内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】

前記所定伸長比は、前記膨張範囲制御対象部材の内圧が極大となる伸長比である

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

## 【請求項 4】

前記所定伸長比は 1 . 5 である

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】

膨張して管内壁に接触した時に管内移動体と前記管内壁との間を埋める第 1 の部分と、前記管内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、

前記第 1 膨張収縮部材を駆動させる第 2 膨張収縮部材と、

膨張して管内壁に接触する保持用膨張収縮部材と、

前記第 1 膨張収縮部材、前記第 2 膨張収縮部材及び前記保持用膨張収縮部材を制御する制御部と、

を有し、

前記制御部は、前記第 2 膨張収縮部材を膨張範囲制御対象部材とし、膨張時における非膨張時からの伸長比に基づく前記膨張範囲制御対象部材の膨張範囲を予め格納した膨張範囲格納手段と、前記膨張範囲にて前記膨張範囲制御対象部材を膨張させ、膨張時における前記膨張範囲制御対象部材の前記伸長比を所定伸長比以内とする膨張範囲制御手段と、を備え、前記第 1 膨張収縮部材または前記保持用膨張収縮部材の少なくともいずれか一方を膨張させて前記管内壁に係止させた状態を保持すると共に、前記第 2 膨張収縮部材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内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 6】

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 2 膨張収縮部材および前記保持用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 2 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 3 膨張収縮部材を有し、前記制御部は、前記第 2 膨張収縮部材と前記第 3 膨張収縮部材との少なくとも一方を前記膨張範囲制御対象部材とする

を特徴とする請求項 5 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 7】

前記所定伸長比は、前記膨張範囲制御対象部材の内圧が極大となる伸長比であることを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の管内移動体用アクチュエータ。

【請求項 8】

前記所定伸長比は 1 . 5 である

ことを特徴とする請求項 5 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】

管内移動体に設けられ管内移動方向に順に並べて配置された第 1 膨張収縮部材と第 2 膨張収縮部材と第 3 膨張収縮部材と、前記第 1 膨張収縮部材と前記第 2 膨張収縮部材と前記第 3 膨張収縮部材の膨張収縮を制御する制御部と、を有し、前記第 1 膨張収縮部材と前記第 2 膨張収縮部材はともに前記制御部により膨張させた状態で互いに接触し、前記第 2 膨張収縮部材と前記第 3 膨張収縮部材はともに前記制御部により膨張させた状態で互いに接触するように配置され、前記第 1 膨張収縮部材と前記第 3 膨張収縮部材はともに前記制御部により膨張させた状態で互いに接触しないように配置された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 2 膨張収縮部材と前記第 3 膨張収縮部材との少なくとも一方を膨張範囲制御対象部材とし、前記膨張範囲制御対象部材の膨張時における非膨張時からの伸長比に基づく前記膨張範囲制御対象部材の膨張範囲を予め格納した膨張範囲格納ステップと、前記膨張範囲にて前記膨張範囲制御対象部材を膨張させ、膨張時における前記膨張範囲制御対象部材の前記伸長比を所定伸長比以内とする膨張範囲制御ステップと、を備えた

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 10】

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

前記第 2 膨張収縮部材あるいは前記第 3 膨張収縮部材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内壁との相対位置を変化させるように制御する

ことを特徴とする請求項 9 に記載の管内移動体用アクチュエータの制御方法。

【請求項 11】

請求項 1 ないし 8 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内視鏡。

【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およびその制御方法、内視鏡に係り、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

10

20

30

40

50

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。

10

【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】

20

【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】

ところで、膨張して管内壁に接触した時に管内移動体と前記管内壁との間を埋める第1の部分と、前記管内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膨張収縮部材である回転(係止)バルーンと、該回転(係止)バルーンに対して膨張による駆動力を伝達させ回転(係止)バルーンの第1の部分が第2の部分になるようにして管内移動体と管内壁との相対位置を変化させる駆動バルーンと、により管内移動体用アクチュエータを構成することが考えられる。

30

【0008】

しかしながら、このような構成の管内移動体用アクチュエータに関しては、一般的に、特に駆動バルーンを製造する過程で材料組成および厚みを完全に均質として成形することが困難であるため、駆動バルーンには部分的に弱い部分が存在することになる。

【0009】

前記駆動バルーンは、その機能上、回転(係止)バルーンとの間で力の相互作用が発生するにもかかわらず、安定した駆動力発生のために膨張時に安定した形状を維持する必要があるが、駆動バルーンの膨張時に弱い部分が膨れ始めると、その部分が優先的に膨らんでしまい、駆動バルーンの形状のバランスが崩れる、という問題がある。

40

【0010】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、膨張収縮部材に材料や厚みの不均一性が存在する場合でも、膨張時の該膨張収縮部材の形状を安定した所定形状に保持することのできる管内移動体用アクチュエータおよびその制御方法、内視鏡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】

【0011】

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、管内移動体に設けられ管内移動方向に並べて配置された第1膨張収縮部材と第2膨張収縮部材と第3膨張収縮部材と、前記第1膨張収縮部材と前記第2膨張収縮部材と前記第3膨張収縮

50

部材の膨張収縮を制御する制御部と、を有し、前記第1膨張収縮部材と前記第2膨張収縮部材はともに前記制御部により膨張させた状態で互いに接触し、前記第1膨張収縮部材と前記第3膨張収縮部材はともに前記制御部により膨張させた状態で互いに接触するように配置され、前記第2膨張収縮部材と前記第3膨張収縮部材はともに前記制御部により膨張させた状態で互いに接触しないように配置されており、前記制御部は、前記第2膨張収縮部材と前記第3膨張収縮部材との少なくとも一方を膨張範囲制御対象部材とし、膨張時における非膨張時からの伸長比に基づく前記膨張範囲制御対象部材の膨張範囲を予め格納した膨張範囲格納手段と、前記膨張範囲にて前記膨張範囲制御対象部材を膨張させ、膨張時における前記膨張範囲制御対象部材の前記伸長比を所定伸長比以内とする膨張範囲制御手段と、を備えたことを特徴する。

10

**【0012】**

請求項1に記載の管内移動体用アクチュエータでは、前記膨張範囲格納手段が前記第1膨張収縮部材の膨張時における非膨張時からの伸長比に基づく前記第1膨張収縮部材の膨張範囲を予め格納し、前記膨張範囲制御手段が前記膨張範囲にて前記第1膨張収縮部材を膨張させ、膨張時における前記第1膨張収縮部材の前記伸長比を所定伸長比以内とすることで、膨張収縮部材に材料や厚みの不均一性が存在する場合でも、膨張時の該膨張収縮部材の形状を安定した所定形状に保持することを可能とする。

**【0013】**

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、膨張して管内壁に接触した時に前記管内移動体と前記管内壁との間を埋める第1の部分と、前記管内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、前記制御部は、前記第2膨張収縮部材あるいは前記第3膨張収縮部材による駆動によって前記第1膨張収縮部材の前記第1の部分の前記第2の部分になるようにして前記管内移動体と前記管内壁との相対位置を変化させるように制御することが好ましい。

20

**【0014】**

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1または2に記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記所定伸長比は、前記膨張範囲制御対象部材の内圧が極大となる伸長比であることが好ましい。

**【0015】**

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、前記所定伸長比は1.5であることが好ましい。

30

**【0016】**

請求項5に記載の管内移動体用アクチュエータは、膨張して管内壁に接触した時に管内移動体と前記管内壁との間を埋める第1の部分と、前記管内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、前記第1膨張収縮部材を駆動させる第2膨張収縮部材と、膨張して管内壁に接触する保持用膨張収縮部材と、前記第1膨張収縮部材、前記第2膨張収縮部材及び前記保持用膨張収縮部材を制御する制御部と、を有し、前記制御部は、前記第2膨張収縮部材を膨張範囲制御対象部材とし、膨張時における非膨張時からの伸長比に基づく前記膨張範囲制御対象部材の膨張範囲を予め格納した膨張範囲格納手段と、前記膨張範囲にて前記膨張範囲制御対象部材を膨張させ、膨張時における前記膨張範囲制御対象部材の前記伸長比を所定伸長比以内とする膨張範囲制御手段と、を備え、前記第1膨張収縮部材または前記保持用膨張収縮部材の少なくともいずれか一方を膨張させて前記管内壁に係止させた状態を保持すると共に、前記第2膨張収縮部材による駆動によって前記第1膨張収縮部材の前記第1の部分の前記第2の部分になるようにして前記管内移動体と前記管内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。

40

**【0017】**

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5に記載の管内移動体

50

用アクチュエータであって、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2膨張収縮部材および前記保持用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2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3膨張収縮部材を有し、前記制御部は、前記第2膨張収縮部材と前記第3膨張収縮部材との少なくとも一方を前記膨張範囲制御対象部材とすることが好ましい。

【0018】

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5または6に記載の管内移動体用アクチュエータであって、前記所定伸長比は、前記膨張範囲制御対象部材の内圧が極大となる伸長比であることが好ましい。

【0019】

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5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、前記所定伸長比は1.5であることが好ましい。

【0020】

請求項9に記載の管内移動体用アクチュエータの制御方法は、管内移動体に設けられ管内移動方向に順に並べて配置された第1膨張収縮部材と第2膨張収縮部材と第3膨張収縮部材と、前記第1膨張収縮部材と前記第2膨張収縮部材と前記第3膨張収縮部材の膨張収縮を制御する制御部と、を有し、前記第1膨張収縮部材と前記第2膨張収縮部材はともに前記制御部により膨張させた状態で互いに接触し、前記第2膨張収縮部材と前記第3膨張収縮部材はともに前記制御部により膨張させた状態で互いに接触するように配置され、前記第1膨張収縮部材と前記第3膨張収縮部材はともに前記制御部により膨張させた状態で互いに接触しないように配置された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2膨張収縮部材と前記第3膨張収縮部材との少なくとも一方を膨張範囲制御対象部材とし、前記膨張範囲制御対象部材の膨張時における非膨張時からの伸長比に基づく前記膨張範囲制御対象部材の膨張範囲を予め格納した膨張範囲格納ステップと、前記膨張範囲にて前記膨張範囲制御対象部材を膨張させ、膨張時における前記膨張範囲制御対象部材の前記伸長比を所定伸長比以内とする膨張範囲制御ステップと、を備えたことを特徴とする。

【0021】

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のように、請求項9に記載の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膨張収縮部材は、膨張して管内壁に接触した時に前記管内移動体と前記管内壁との間を埋める第1の部分と、前記管内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、前記第2膨張収縮部材あるいは前記第3膨張収縮部材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内壁との相対位置を変化させるように制御することが好ましい。

【0022】

請求項11に記載の内視鏡は、請求項1ないし8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。

【発明の効果】

【0023】

以上説明したように、本発明によれば、膨張収縮部材に材料や厚みの不均一性が存在する場合でも、膨張時の該膨張収縮部材の形状を安定した所定形状に保持することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の実施形態に係る電子内視鏡の構成を示す構成図

【図2】図1の電子内視鏡の挿入部の先端部の拡大断面図

【図3】第1及び第2駆動バルーン、係止バルーン及び保持バルーンの圧力を制御する図1のバルーン制御装置のブロック構成図

【図4】図3のバルーン制御装置による推進動作である正進動作のタイムチャート

10

20

30

40

50

【図 5】図 4 に示す推進動作のタイムチャートに対応させて各バルーンの膨張及び縮の様子を示した概略断面図

【図 6】図 3 のバルーン制御装置による逆進動作である正進動作のタイムチャート

【図 7】図 6 に示す推進動作のタイムチャートに対応させて各バルーンの膨張及び縮の様子を示した概略断面図

【図 8】図 2 の膨張範囲制御対象部材である第 1 駆動バルーンあるいは第 2 駆動バルーンを球形風船モデルとした場合の圧力制御を説明するための図

【図 9】図 8 の膨張制御に関して膨張範囲制御対象部材の伸長比  $\epsilon$  に対する内圧  $p$  , 表面張力  $T$  の関係を示す図

【発明を実施するための形態】

【0025】

以下、添付図面を参照して、本発明に係る管内移動体用アクチュエータおよびその制御方法、内視鏡に関する実施形態について詳細に説明する。

【0026】

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 とを備えている。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、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。

【0027】

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。

【0028】

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。

【0029】

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。

【0030】

先端部 10a には、管内を移動する進行方向に並べて配置され、かつ固定された膨張収縮部材として、後述する第 2 膨張収縮部材としての第 1 駆動バルーン 42、第 3 膨張収縮部材としての第 2 駆動バルーン 46 と第 1 膨張収縮部材としての係止バルーン 44 が取り付けられている。第 1 駆動バルーン 42、第 2 駆動バルーン 46 と係止バルーン 44 は、おもに膨張収縮自在なラテックスゴムからなり、バルーン内の圧力を制御するバルーン制御装置 18 に接続されている。

【0031】

なお、膨張範囲制御対象部材は、第 1 駆動バルーン 42 と第 2 駆動バルーン 46 の少なくとも一方により構成される。

【0032】

なお、先端部 10a において第 1 駆動バルーン 42 と係止バルーン 44、及び係止バルーン 44 と第 2 駆動バルーン 46 は、それぞれ互いに隣接して配置され、挿入部 10 の周方向に周全体に形成される。また、第 1 駆動バルーン 42、第 2 駆動バルーン 46 と係止バルーン 44 は挿入部 10 の周方向に一様な形状として軸対称となっていてよく、また

10

20

30

40

50

、挿入部 10 の周方向に一様な形状ではなく軸対称となっていなくてもよい。

【0033】

また、第 1 駆動バルーン 42、第 2 駆動バルーン 46 と係止バルーン 44 は、湾曲部 10b や軟性部 10c に配置してもよい。

【0034】

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、駆動バルーン 20 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。

【0035】

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 駆動バルーン 42、第 2 駆動バルーン 46 と係止バルーン 44 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。

【0036】

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。

【0037】

次に、管内移動体用アクチュエータについて説明する。

【0038】

図 2 は、本実施形態における挿入部 10 の先端部 10a の拡大断面図である。図 2 に示すように、本実施形態においては、挿入部 10 の先端部 10a に進行方向の前方から順に、第 1 駆動バルーン 42 と係止バルーン 44 と第 2 駆動バルーン 46 の 3 つのバルーンが設けられている。

【0039】

また、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 の位置を保持するための保持用膨張収縮部材としての保持バルーン 23 も設けられている。なお、推進動作時においては、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。

【0040】

これら第 1 駆動バルーン 42、第 2 駆動バルーン 46、係止バルーン 44 及び保持バルーン 23 は、ともに全体が膨張収縮自在なラテックスゴムからなる。

【0041】

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り、第 1 駆動バルーン 42 及び第 2 駆動バルーン 46 は膨張時であっても先端部 10a が管路の断面の略中心位置に位置する限り管壁の内壁面に接しない膨張特性を有するバルーンである。

【0042】

また、第 1 駆動バルーン 42、第 2 駆動バルーン 46 及び係止バルーン 44 は、互いに形状が異なることが好ましい。

【0043】

なお、図 2 に示すように収縮時に係止バルーン 44 が第 1 駆動バルーン 42 あるいは第 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 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 あるいは第 2 駆動バルーン 46 の少なくとも一方に覆い被さっていればよい。

【0044】

また、図 3 は、第 1 駆動バルーン 42、第 2 駆動バルーン 46、係止バルーン 44 及び保持バルーン 23 の圧力を制御する制御部としてのバルーン制御装置 18 のブロック構成

10

20

30

40

50

図である。

【 0 0 4 5 】

図 3 に示すように、バルーン制御装置 1 8 は、第 1 駆動バルーン 4 2、第 2 駆動バルーン 4 6、係止バルーン 4 4 及び保持バルーン 2 3 を個々に独立して内圧が調整できるバルブ開閉制御部 3 0 と圧力制御部 3 2 とを備えた構成となっている。

【 0 0 4 6 】

そして、バルーン制御装置 1 8 において、第 1 駆動バルーン 4 2、第 2 駆動バルーン 4 6、係止バルーン 4 4 及び保持バルーン 2 3 は、バルブ開閉制御部 3 0 と圧力制御部 3 2 を介して、吸引ポンプ 3 4 と吐出ポンプ 3 6 が接続されている。

【 0 0 4 7 】

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 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 及び軟性部 1 0 c、コード 1 4 ( 図 1 参照 ) の内部を通してバルーン制御装置 1 8 ( 図 1、図 3 参照 ) に接続されている。

10

【 0 0 4 8 】

なお、後述する推進動作のフローは、バルブ開閉制御部 3 0 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 3 2 によって吸引ポンプ 3 4 と吐出ポンプ 3 6 を制御することによって実行される。

20

【 0 0 4 9 】

また、圧力制御部 3 2 は膨張範囲格納手段としての膨張範囲格納部 3 2 a 及び膨張範囲制御手段としての膨張範囲制御部 3 2 b を備えている。この膨張範囲格納部 3 2 a は、第 1 駆動バルーン 4 2 あるいは第 2 駆動バルーン 4 6 の膨張時における非膨張時からの伸長比が所定値以内となる使用範囲の情報 ( 膨張範囲情報 )、例えば伸長比 1 . 5 の領域とする膨張範囲情報と、該膨張範囲情報に関連付けられた送気流量情報とを予め格納している。そして、詳細は後述するが、膨張範囲制御部 3 2 b は膨張範囲格納部 3 2 a から送気流量情報を読み出し、前記使用範囲となるように第 1 駆動バルーン 4 2 あるいは第 2 駆動バルーン 4 6 を流量制御するようになっている。

【 0 0 5 0 】

30

< 推進動作のフロー >

「正進動作」

次に、本実施形態における推進動作のうちの正進動作について図 4 及び図 5 を用いて説明する。

【 0 0 5 1 】

図 4 は、推進動作における正進動作のタイムチャート図である。また、図 5 は、図 4 に示すタイムチャート図に対応させて、各バルーンの膨張および収縮の様子を示した概略断面図である。

【 0 0 5 2 】

まず、第 1 駆動バルーン 4 2 と係止バルーン 4 4 と第 2 駆動バルーン 4 6 をともに収縮させた状態で、電子内視鏡 1 の先端部 1 0 a を測定対象 ( ここでは例えば、大腸とする ) 内に挿入している状態を考える。なお、このとき、保持バルーン 2 3 を膨張させて腸壁 4 0 に係止させておく。

40

【 0 0 5 3 】

そして、保持バルーン 2 3 を膨張させ腸壁 4 0 に係止させた状態を保持し、第 1 駆動バルーン 4 2 と係止バルーン 4 4 と第 2 駆動バルーン 4 6 をともに収縮させた状態から、第 2 駆動バルーン 4 6 に気体を充填して膨張させる ( 図 4 の工程 A )。この時のバルーンの膨張の様子は、図 5 ( A ) のように表わすことができる。図 5 ( A ) に示すように、第 2 駆動バルーン 4 6 が膨張することにより、係止バルーン 4 4 は第 1 駆動バルーン 4 2 側に押し出され、第 1 駆動バルーン 4 2 に覆い被さる状態になる。

50

## 【 0 0 5 4 】

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 4 の工程 B）。この時のバルーンの膨張および収縮の様子は、図 5（B）のように表わすことができる。

## 【 0 0 5 5 】

また、ここで、係止バルーン 4 4 において、膨張して腸壁 4 0 に接触した時に挿入部 1 0 と腸壁 4 0 の間を埋める部分を第 1 の部分とし、腸壁 4 0 に接触している部分を第 2 の部分として考える。

## 【 0 0 5 6 】

次に、保持バルーン 2 3 と第 2 駆動バルーン 4 6 から気体を吸引して収縮させる（図 4 の工程 C）。この時のバルーンの収縮の様子は、図 5（C）のように表わすことができる。

10

## 【 0 0 5 7 】

そして、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）。この時のバルーンの膨張の様子は、図 5（D）のように表わすことができる。

## 【 0 0 5 8 】

図 5（D）に示されるように、第 1 駆動バルーン 4 2 を膨張させていくことにより、第 1 駆動バルーン 4 2 は係止バルーン 4 4 を徐々に押圧していく。さらに、第 2 駆動バルーン 4 6 を収縮させていくので、係止バルーン 4 4 は、先端部 1 0 a の進行方向の後方に向かってその表面が腸壁 4 0 に接した状態で順々に繰り出されるように押されていく、または、その表面を移動させるように押されていく。また、前記のように、係止バルーン 4 4 において第 1 の部分と第 2 の部分を備えていると考えたときには、先端部 1 0 a の進行方向の前方側の第 1 の部分の腸壁 4 0 側の一部が腸壁 4 0 に接触して第 2 の部分になるように押されていく、と考えることができる。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。

20

## 【 0 0 5 9 】

すなわち、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 0 】

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。したがって、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。

30

## 【 0 0 6 1 】

次に、保持バルーン 2 3 に気体を充填して膨張させて腸壁 4 0 に係止させる（図 4 の工程 E）。この時のバルーンの膨張の様子は、図 5（E）のように表わすことができる。

## 【 0 0 6 2 】

次に、保持バルーン 2 3 を膨張させ腸壁 4 0 に係止させた状態を保持し、第 1 駆動バルーン 4 2 と係止バルーン 4 4 から気体を吸引して収縮させる（図 4 の工程 F）。この時のバルーンの収縮の様子は、図 5（F）のように表わすことができる。

40

## 【 0 0 6 3 】

次に、第 2 駆動バルーン 4 6 に気体を充填して膨張させる（図 4 の工程 A）ことにより、上記の図 5（A）で示した状態に戻る。

## 【 0 0 6 4 】

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。

## 【 0 0 6 5 】

「逆進動作」

次に、本実施形態における推進動作のうちの逆進動作について図 6 及び図 7 を用いて説明する。

## 【 0 0 6 6 】

50

図6は、推進動作における逆進動作のタイムチャート図である。また、図7は、図6に示すタイムチャート図に対応させて、各バルーンの膨張および収縮の様子を示した概略断面図である。

【0067】

まず、第1駆動バルーン42と係止バルーン44と第2駆動バルーン46をともに収縮させた状態で、電子内視鏡1の先端部10aを測定対象（ここでは例えば、大腸とする）内に挿入している状態を考える。なお、このとき、保持バルーン23を膨張させて腸壁40に係止させておく。

【0068】

そして、係止バルーン44と第2駆動バルーン46を収縮させた状態を保持し、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）。この時のバルーンの膨張の様子は、図7（A）のように表わすことができる。図7（A）に示すように、第1駆動バルーン42が膨張することにより、係止バルーン44は第2駆動バルーン46側に押し出され、第2駆動バルーン46に覆い被さる状態になる。

10

【0069】

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）。この時のバルーンの膨張の様子は、図7（B）のように表わすことができる。また、ここで、係止バルーン44において、腸壁40に接触した時に挿入部10と腸壁40の間を埋める部分を第1の部分とし、腸壁40に接触している部分を第2の部分として考える。

20

【0070】

次に、保持バルーン23と第1駆動バルーン42から気体を吸引して収縮させる（図6の工程C）。この時のバルーンの収縮の様子は、図7（C）のように表わすことができる。

【0071】

続いて、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）。この時のバルーンの膨張の様子は、図7（D）のように表わすことができる。

【0072】

図7（D）に示すように、第2駆動バルーン46を膨張させていくことにより、第2駆動バルーン46は係止バルーン44を徐々に押圧していく。そして、係止バルーン44は、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押されていく、または、その表面を移動させるように押されていく。また、前記のように、係止バルーン44において第1の部分と第2の部分を備えていると考えたときには、先端部10aの進行方向の後方側の第1の部分の腸壁40側の一部が腸壁40に接触して第2の部分になるように押されていく、と考えることができる。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。

30

【0073】

すなわち、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。

40

【0074】

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。したがって、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。

【0075】

次に、保持バルーン23から気体を吸引して収縮させて、保持バルーン23を腸壁40から離間させる（図6の工程E）。この時のバルーンの収縮の様子は、図7（E）のように表わすことができる。

【0076】

50

次に、係止バルーン 4 4 と第 2 駆動バルーン 4 6 から気体を吸引して収縮させる（図 6 の工程 F）。この時のバルーンの収縮の様子は、図 7（F）のように表わすことができる。

【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】

次にバルーン制御装置 1 8 の圧力制御部 3 2（図 3 参照）による、第 1 駆動バルーン 4 2 と第 2 駆動バルーン 4 6 の少なくとも一方により構成される膨張範囲制御対象部材 4 2（4 6）の膨張制御について説明する。

【0079】

ここで、膨張範囲制御対象部材 4 2（4 6）が膨らむときの表面張力  $T$  および内部圧力（内圧） $p$  について、図 8 及び図 9 を用いて説明する。図 8 は膨張範囲制御対象部材を球形風船モデルとした場合の圧力制御を説明するための図である。図 9 は図 8 の膨張制御に関して膨張範囲制御対象部材の伸長比  $\lambda$  に対する内圧  $p$ 、表面張力  $T$  の関係を示す図である。

【0080】

なお、以下の（a）、（b）を仮定する。

（a）膨張範囲制御対象部材 4 2（4 6）は球体である

（b）膨張範囲制御対象部材 4 2（4 6）の材質としての使用するゴム材料は、2 軸引張時の公称応力と伸長比のグラフが直線に乗る

図 8 に示すように、

$p$ ：膨張範囲制御対象部材 4 2（4 6）の内圧 [kPaGk]

$T$ ：膨張範囲制御対象部材 4 2（4 6）の表面張力 [N/m]

$\sigma$ ：膨張範囲制御対象部材 4 2（4 6）の面内方向応力

$E$ ：2 軸引張時の伸長比と真応力の傾き [MPa]

$r_0$ ：膨張範囲制御対象部材 4 2（4 6）の膨張前半径 [m]

$r_1$ ：膨張範囲制御対象部材 4 2（4 6）の膨張後半径 [m]

$t_0$ ：膨張範囲制御対象部材 4 2（4 6）の膨張前厚み [m]

$t_1$ ：膨張範囲制御対象部材 4 2（4 6）の膨張後厚み [m]

$\lambda$ ：伸長比（ $= r_1 / r_0$ ）

としたとき、以下の式（1）～式（5）が成立する。

【0081】

【数 1】

$$p = \frac{2T}{r_1} \quad \dots(1)$$

【0082】

【数 2】

$$T = \sigma t_1 \quad \dots(2)$$

【0083】

【数 3】

$$\sigma = E(\lambda - 1) \quad \dots(3)$$

【0084】

10

20

30

40

【数 4】

$$t_1 = \frac{t_0}{\lambda^2} \quad \dots(4)$$

【0085】

【数 5】

$$\lambda = \frac{r_1}{r_0} \quad \dots(5)$$

10

ここで、式(1)～式(5)より、内圧  $p$ 、表面張力  $T$  は、以下の式(6)及び式(7)のように表せ、伸長比  $\lambda$  に対する内圧  $p$ 、表面張力  $T$  のグラフは図9に示される。

【0086】

【数 6】

$$p = 2Et_0 \frac{r_0^2}{r_1^3} \left( \frac{r_1}{r_0} - 1 \right) \quad \dots(6)$$

20

【0087】

【数 7】

$$T = Et_0 \frac{r_0^2}{r_1^2} \left( \frac{r_1}{r_0} - 1 \right) \quad \dots(7)$$

このとき、式(6)及び式(7)を  $r_1$  で微分すると以下の式(8)及び式(9)のようになる。

【0088】

30

【数 8】

$$\frac{dp}{dr_1} = 2Et_0 \frac{r_0}{r_1^3} \left( -2 + 3 \frac{r_0}{r_1} \right) \quad \dots(8)$$

【0089】

【数 9】

$$\frac{dT}{dr_1} = Et_0 \frac{r_0}{r_1^2} \left( -1 + 2 \frac{r_0}{r_1} \right) \quad \dots(9)$$

40

式(8)及び式(9)よりゴムの物性値と関わりなく、表面張力  $T$  は伸長比  $\lambda = 2$  のとき、内圧  $p$  は伸長比  $\lambda = 1.5$  のときで、それぞれ極大となることがわかる。ただし、現実のゴムでは伸長比と公称応力の関係が直線状とならないことから、伸長比  $\lambda$  がもう少し小さい数値で極値が現れると考えられる。

【0090】

そこで、本実施形態においては、バルーン制御装置18の圧力制御部32は、膨張範囲制御対象部材42(46)の制御として、膨張範囲格納部32a及び膨張範囲制御部32

50

bにより、膨張範囲制御対象部材42(46)の伸長比を所定値以内の使用範囲にて膨張範囲制御対象部材42(46)の膨張を制御する。

【0091】

具体的な一例として、圧力制御部32は、図9に示すように、例えば、膨張範囲制御対象部材42(46)の内圧pが極大となる伸長比が1.5の場合、膨張範囲制御対象部材42(46)の伸長比が1.5以内の領域を使用範囲(膨張範囲)とし、膨張範囲制御部32bがこの使用範囲の情報である膨張範囲情報と関連付けられて予め格納されている送気流量情報を膨張範囲格納部32aから読み出し、この送気流量情報により膨張範囲制御対象部材42(46)の膨張を流量制御する。

【0092】

なお、膨張範囲制御対象部材42(46)の内圧pが極大となる伸長比が1.5の場合、膨張範囲制御対象部材42(46)の伸長比が1.3以内の領域を使用範囲(膨張範囲)とすることが望ましい。

【0093】

一般にバルーンの膨張において、伸長比が所定の値までは膨張すればするほど内外の圧力差が増大し、所定の値に達するとその後は膨張に伴い圧力が減少してゆく(図9参照)。

【0094】

この所定の値を超えた伸長比でバルーンを膨らませた場合、より膨張した部位は益々のびやすくなるため、一部分が膨らみ始めるとその部位が優先的に膨張していく現象が発生する。

【0095】

ここで、伸長比を上記の所定値以下で使用するにより、バルーンが膨張すればするほど内外の圧力差が増大する領域でバルーンを用いることになる。それにより、部分的な不均一性や外力の影響により一部分が膨らんだ場合でも、膨らんだ部分が膨張しにくくなることで他の部分が膨らむようになり、結果として安定した膨張体形状を得ることができる。

【0096】

特に、膨張範囲制御対象部材である第1駆動バルーン42あるいは第2駆動バルーン46においては、係止バルーン44と接触して力を作用させる必要があるため、上述した使用範囲(膨張範囲)にて第1駆動バルーン42あるいは第2駆動バルーン46を使用することにより、安定した駆動力を得ることができる。

【0097】

なお、前記使用範囲は、伸長比1.5の領域に限らず、係止バルーン44の伸長比と公称応力の関係に基づき内圧pが極大となる伸長比が $\theta_0$ の場合、伸長比 $\theta_0$ の領域となる使用範囲とすればよい。

【0098】

この場合、該使用範囲に基づく送気流量情報を膨張範囲格納部32aに予め格納しておくことで、膨張範囲制御部32bは、膨張範囲格納部32aから送気流量情報を読み出し、この送気流量情報により膨張範囲制御対象部材42(46)の膨張を流量制御する。

【0099】

以上、本発明の管内移動体用アクチュエータおよびその制御方法、内視鏡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】

【0100】

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、32...圧力制御部、32a...膨張範囲格納部、32b...膨張範囲制御部、42...第1駆動バルーン、46...第2駆動バルーン

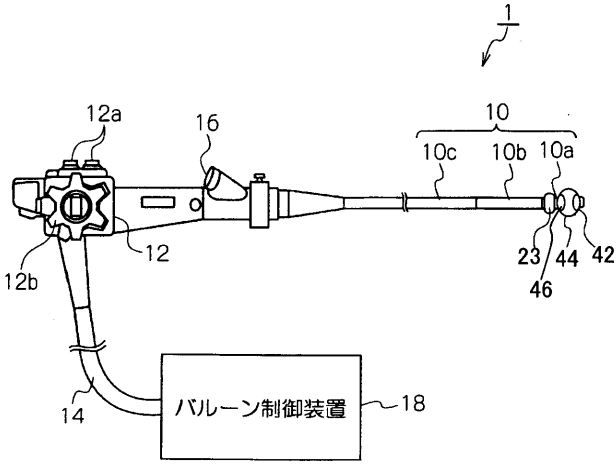
10

20

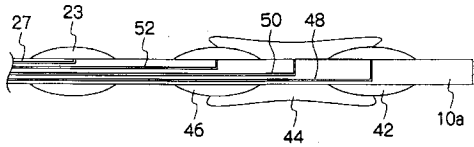
30

40

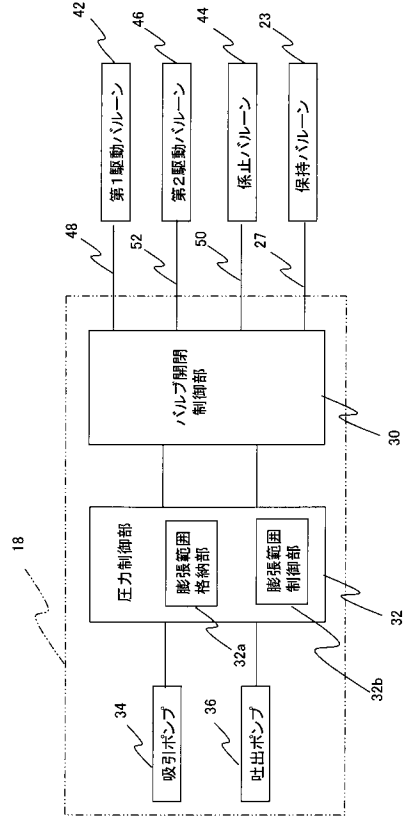
【 図 1 】



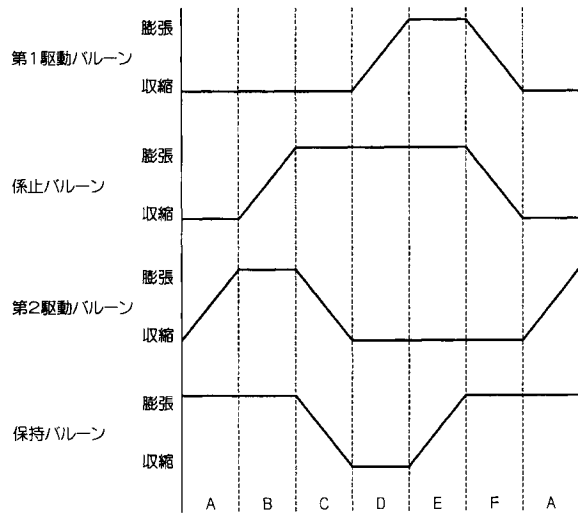
【 図 2 】



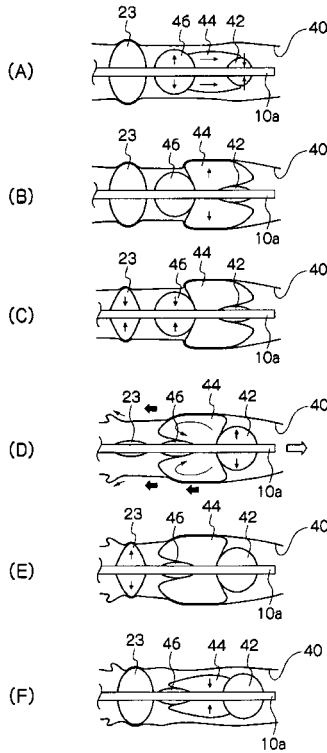
【 図 3 】



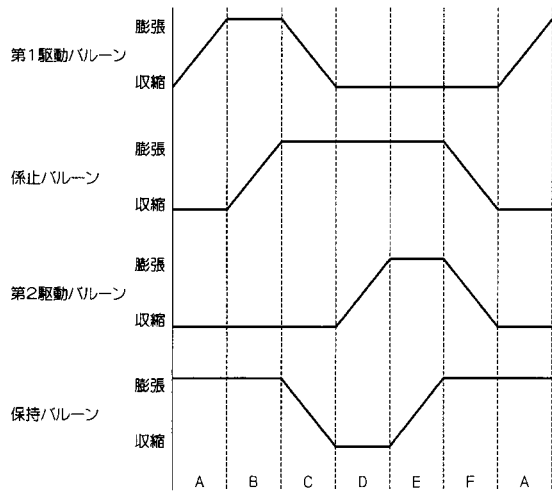
【 図 4 】



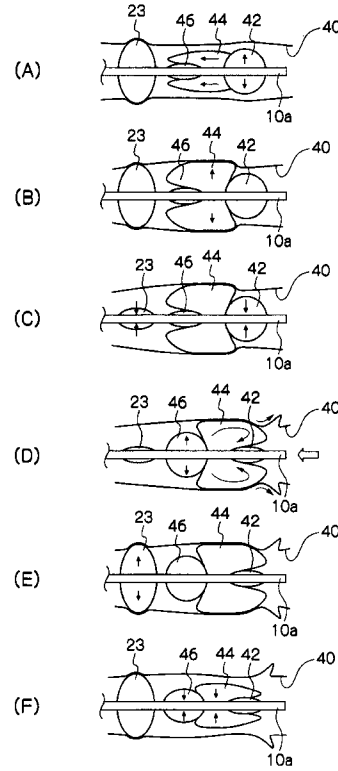
【 図 5 】



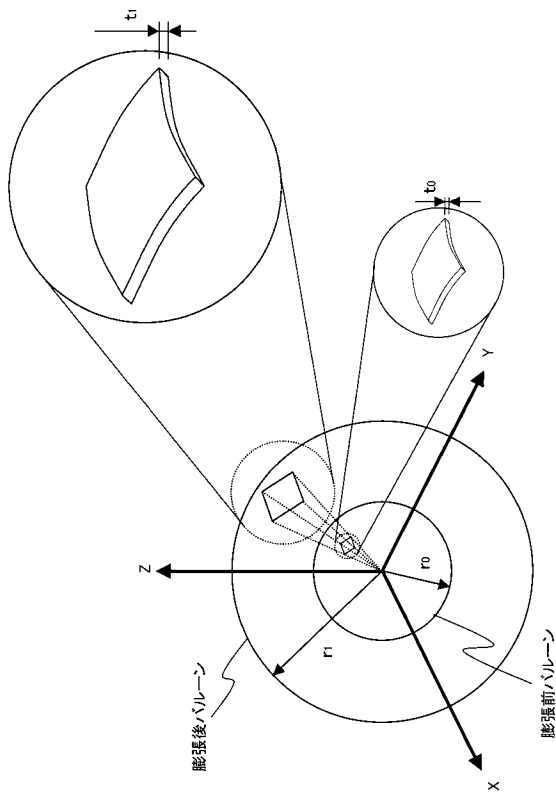
【 図 6 】



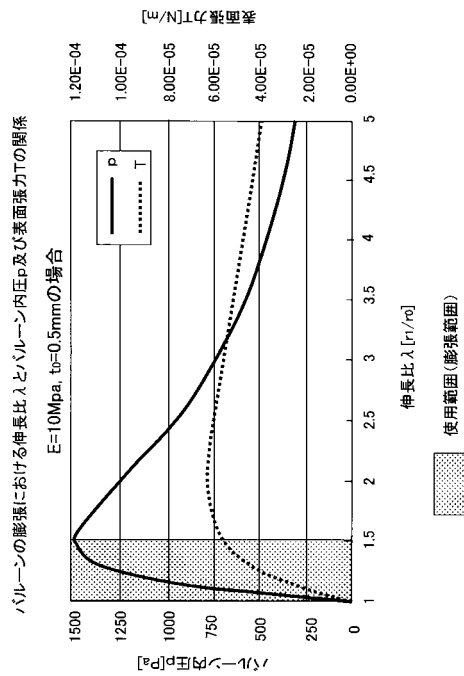
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 山川 真一

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) 4C061 AA04 FF36 GG25

4C161 AA04 FF36 GG25

专利名称(译)	用于管中可移动体的致动器及其控制方法，内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011130914A</a>	公开(公告)日	2011-07-07
申请号	JP2009292925	申请日	2009-12-24
[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	都国煥 芦田毅 仲村貴行 山川真一 森本雄矢		
发明人	都 国煥 芦田 毅 仲村 貴行 山川 真一 森本 雄矢		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.C A61B1/00.610 A61B1/00.715 A61B1/01.513		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/FF36 4C061/GG25 4C161/AA04 4C161/FF36 4C161/GG25		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：即使在膨胀/收缩构件中存在材料和厚度的不均匀性时，也能够以稳定的预定形状膨胀时保持膨胀/收缩构件的形状。解决方案：当用于使锁定球囊44的内部压力p最大化的伸长比为1.5时，压力控制部32将锁定球囊44的伸长率 $\lambda \leq 1.5$ 的区域定义为使用范围。扩展范围控制部分32b从扩展范围存储部分32a读取预先存储的与作为使用范围的信息的扩展范围信息预先存储的空气供给流量信息，并且锁定气球44的扩展是流量控制的。通过空气进料流量信息。 Z

