

(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2011-120638

(P2011-120638A)

(43) 公開日 平成23年6月23日(2011.6.23)

(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 19 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2009-278723 (P2009-278723)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成21年12月8日 (2009. 12. 8)		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

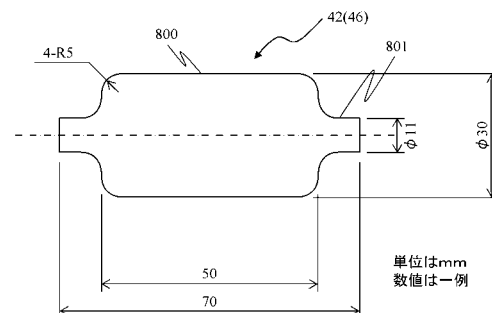
(54) 【発明の名称】 管内挿入支援装置及び内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】駆動バルーンを管内壁に係止させることなく、回転バルーンの駆動力を効率的に推進力に変換し、管内挿入部の管内移動方向に十分な推進力を得る。

【解決手段】第1及び第2駆動バルーン42、46は、第1及び第2駆動バルーン42、46の少なくとも初期直径を、管腔路の長手方向（管内移動方向）に渡って概ね一定とし、両端の固着部を除き、直径一定の略円筒形状となっている。第1及び第2駆動バルーン42、46においては、略円筒形状（少なくとも収縮時の初期径を一定）とする範囲は、一回の係止バルーン（回転バルーン）の回転で所望する推進量によって決まり、係止バルーンは第1または第2駆動バルーン42、46の円筒形状の側面部800全域に渡って覆いかぶさる。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

管腔内に挿入される管内挿入部と、

膨張して前記管腔の管内壁に接触した時に前記管内挿入部の外周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挿入部に固定された流体の注入及び排出により膨張及び収縮する第 1 膨張収縮部材と、

前記管内挿入部に固定され流体の注入及び排出により膨張及び収縮し、膨張時に前記管内壁に接触する第 2 膨張収縮部材と、

前記管内挿入部に固定され流体の注入及び排出により膨張及び収縮し前記第 1 膨張収縮部材の外周面を押圧することにより、前記第 1 膨張収縮部材を駆動させる第 3 膨張収縮部材と、

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内壁に係止させた状態を保持すると共に、前記第 3 膨張収縮部材における膨張及び収縮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挿入部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 3 膨張収縮部材は、前記管内挿入部の管内移動方向に略直交する断面直径が略一定の略円筒形状を保って、径方向に膨張及び収縮する円筒形状膨張収縮部材により構成される

ことを特徴とする管内挿入支援装置。

【請求項 2】

前記第 3 膨張収縮部材は、少なくとも収縮時において前記略円筒形状を保つことを特徴とする請求項 1 に記載の管内挿入支援装置。

【請求項 3】

前記円筒形状膨張収縮部材は、前記管内挿入部に固定される前記管内移動方向の前後の固着部を除き、前記略円筒形状をなすことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の管内挿入支援装置。

【請求項 4】

前記第 3 膨張収縮部材は、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前記管内移動方向に並べて配置され、かつ前記管内挿入部に固定され、

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内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 ないし 3 のいずれか 1 つに記載の管内挿入支援装置。

【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内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内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 に記載の管内挿入支援装置。

【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内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 または 5 に記載の管内挿入支援装置。

【請求項 7】

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 1 ないし 6 のいずれか 1 つに記載の管内挿入支援装置。

【請求項 8】

前記第 1 膨張収縮部材は、膨張させて前記管内壁に係止させた状態で収縮状態の前記第

10

20

30

40

50

3 膨張収縮部材の略円筒形状外周面に覆い被さることを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 つに記載の管内挿入支援装置。

【請求項 9】

前記管内挿入部に設けられ前記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 膨張収縮部材を有し、

前記第 4 膨張収縮部材は、前記管内移動方向に略直交する断面直径が略一定の略円筒形状を保って、径方向に膨張及び収縮する円筒形状膨張収縮部材により構成されることを特徴とする請求項 8 に記載の管内挿入支援装置。

10

【請求項 10】

前記第 4 膨張収縮部材は、少なくとも収縮時において前記略円筒形状を保つことを特徴とする請求項 9 に記載の管内挿入支援装置。

【請求項 11】

前記円筒形状膨張収縮部材は、前記管内挿入部に固定される前記管内移動方向の前後の固着部を除き、少なくとも収縮時において前記管内移動方向に略直交する断面直径が略一定の略円筒形状であることを特徴とする請求項 9 または 10 に記載の管内挿入支援装置。

【請求項 12】

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内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 ないし 11 のいずれか 1 つに記載の管内挿入支援装置。

20

【請求項 13】

前記第 1 膨張収縮部材は、膨張させて前記管内壁に係止させた状態で収縮状態の前記第 3 膨張収縮部材あるいは前記第 4 膨張収縮部材の略円筒形状外周面に覆い被さることを特徴とする請求項 9 ないし 12 のいずれか 1 つに記載の管内挿入支援装置。

【請求項 14】

前記円筒形状膨張収縮部材は、前記管内移動方向において、前記固着部間の距離は前記略円筒形状の側面長さより長く構成されることを特徴とする請求項 3 または 11 に記載の管内挿入支援装置。

30

【請求項 15】

前記円筒形状膨張収縮部材は、前記管内移動方向に分離されて設けられた略円筒形状の複数の分離円筒膨張収縮部材から構成されることを特徴とする請求項 1 ないし 14 のいずれか 1 つに記載の管内挿入支援装置。

【請求項 16】

前記複数の分離円筒膨張収縮部材は、前記制御部の制御により同一タイミングにて各々の径を略同一径に保持して一体的に膨張及び収縮することを特徴とする請求項 15 に記載の管内挿入支援装置。

【請求項 17】

前記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 1 ないし 16 のいずれか 1 つに記載の管内挿入支援装置。

40

【請求項 18】

前記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 1 ないし 16 のいずれか 1 つに記載の管内挿入支援装置。

【請求項 19】

請求項 1 ないし 18 のいずれか 1 つに記載の管内挿入支援装置を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は管内挿入支援装置及び内視鏡装置に係り、特に、管内壁に推進力を伝えて管内を移動する管内挿入支援装置及び内視鏡装置に関する。

【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。

【0006】

ところが、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。

【0007】

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。

【0008】

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。

【0009】

そこで、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。

【先行技術文献】

10

20

30

40

50

【特許文献】

【0010】

【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】

【0011】

回転バルーン方式の推進機構では、図17に示すように、腸管の腸壁950に対して係止状態にある回転バルーン951を、例えば回転バルーン951の腸管長手軸方向の前後に設けられた2つの駆動バルーン952, 953の膨張によって回転させ、内視鏡の先端部954を腸壁950に対して相対的に推進させる。

10

【0012】

通常、駆動バルーン952, 953等に用いられるバルーンは、その初期形状が球形に近いので、膨張径は長手方向で変化している。仮にこのような球形のバルーンを駆動バルーン952, 953として用いた場合、内視鏡またはオーバーチューブとの固着部近傍では膨張径は小さく、駆動力はそれ以外の場所より減少する一方、図18に示すように、中央部は大きく膨らみすぎることによって腸との間に係止力が発生し、推進力（駆動力 - 摩擦力）を低減させてしまうことがある。

【0013】

すなわち、例えば駆動バルーン952を腸壁950に対して腸壁位置X1にて膨張させて回転バルーン951に駆動力を伝達し、その駆動力により内視鏡954の先端部に推進力を与えた場合（図17参照）、その推進力により駆動バルーン952の腸壁位置は内視鏡954の先端部と共に腸管長手軸方向の前方に移動することとなる。さらに、駆動バルーン952を腸壁950に対して腸壁位置X2にて膨張させたとき（図18参照）、駆動バルーン952の中央部が大きく膨らみすぎることによって腸壁950との間に摩擦力（係止力）が発生する。

20

【0014】

以上のことから、図19に示すように、内視鏡954の先端部を推進させる、最大駆動力 F_{max} と最小駆動力 F_{min} により規定される有効駆動力範囲960は駆動バルーンの膨張径（有効膨張範囲961）によって決まる。

30

【0015】

なお、最小駆動力 F_{min} は駆動バルーンの膨張径が回転バルーン951の駆動力として作用し始める駆動力であり、最大駆動力 F_{max} は駆動バルーンの膨張径が駆動バルーン952と腸壁950との間に摩擦力（係止力）を発生させる駆動力である。

【0016】

しかしながら、図19に示すように、従来の駆動バルーンによる駆動力962は回転バルーン951の推進過程において一定ではなく、駆動力962が有効駆動力範囲960を越える（摩擦力の発生）ために、駆動バルーンの有効膨張範囲961が極めて限定され、回転バルーン951の駆動力を効率的に内視鏡954の先端部の推進力に変換することが困難となるといった課題がある。

40

【0017】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、駆動バルーンを管内壁に係止させることなく、回転バルーンの駆動力を効率的に推進力に変換し、管内挿入部の管内移動方向に十分な推進力を得ることのできる管内挿入支援装置及び内視鏡装置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】

【0018】

前記目的を達成するために、請求項1に記載の管内挿入支援装置は、管腔内に挿入される管内挿入部と、膨張して前記管腔の管内壁に接触した時に前記管内挿入部の外周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

50

分とを備え、その一部が前記管内挿入部に固定された流体の注入及び排出により膨張及び収縮する第1膨張収縮部材と、前記管内挿入部に固定され流体の注入及び排出により膨張及び収縮し、膨張時に前記管内壁に接触する第2膨張収縮部材と、前記管内挿入部に固定され流体の注入及び排出により膨張及び収縮し前記第1膨張収縮部材の外周面を押圧することにより、前記第1膨張収縮部材を駆動させる第3膨張収縮部材と、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内壁に係止させた状態を保持すると共に、前記第3膨張収縮部材における膨張及び収縮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挿入部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3膨張収縮部材は、前記管内挿入部の管内移動方向に略直交する断面直径が略一定の略円筒形状を保って、径方向に膨張及び収縮する円筒形状膨張収縮部材により構成されることを特徴とする。

10

【0019】

請求項1に記載の管内挿入支援装置では、前記第3膨張収縮部材が前記管内挿入部の管内移動方向に略直交する断面直径が略一定の略円筒形状を保って、径方向に膨張及び収縮する円筒形状膨張収縮部材により構成されるので、駆動バルーンを管内壁に係止させることなく、回転バルーンの駆動力を効率的に推進力に変換し、管内挿入部の管内移動方向に十分な推進力を得ることを可能とする。

【0020】

請求項2に記載の管内挿入支援装置のように、請求項1に記載の管内挿入支援装置であって、前記第3膨張収縮部材は、少なくとも収縮時において前記略円筒形状を保つことが好ましい。

20

【0021】

請求項3に記載の管内挿入支援装置のように、請求項1または2に記載の管内挿入支援装置であって、前記円筒形状膨張収縮部材は、前記管内挿入部に固定される前記管内移動方向の前後の固着部を除き、前記略円筒形状をなすことが好ましい。

【0022】

請求項4に記載の管内挿入支援装置のように、請求項1ないし3のいずれか1つに記載の管内挿入支援装置であって、前記第3膨張収縮部材は、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前記管内移動方向に並べて配置され、かつ前記管内挿入部に固定され、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内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が好ましい。

30

【0023】

請求項5に記載の管内挿入支援装置のように、請求項4に記載の管内挿入支援装置であって、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内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内壁を手繰り寄せるように制御することが好ましい。

【0024】

請求項6に記載の管内挿入支援装置のように、請求項4または5に記載の管内挿入支援装置であって、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内壁を手繰り寄せるように制御することが好ましい。

40

【0025】

請求項7に記載の管内挿入支援装置のように、請求項1ないし6のいずれか1つに記載の管内挿入支援装置であって、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が好ましい。

【0026】

請求項8に記載の管内挿入支援装置のように、請求項1ないし7のいずれか1つに記載の管内挿入支援装置であって、前記第1膨張収縮部材は、膨張させて前記管内壁に係止さ

50

せた状態で収縮状態の前記第 3 膨張収縮部材の略円筒形状外周面に覆い被さることが好ましい。

【 0 0 2 7 】

請求項 9 に記載の管内挿入支援装置のように、請求項 8 に記載の管内挿入支援装置であって、前記管内挿入部に設けられ前記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 膨張収縮部材を有し、前記第 4 膨張収縮部材は、前記管内移動方向に略直交する断面直径が略一定の略円筒形状を保って、径方向に膨張及び収縮する円筒形状膨張収縮部材により構成されることが好ましい。

10

【 0 0 2 8 】

請求項 10 に記載の管内挿入支援装置のように、請求項 9 に記載の管内挿入支援装置であって、前記第 4 膨張収縮部材は、少なくとも収縮時において前記略円筒形状を保つことが好ましい。

【 0 0 2 9 】

請求項 11 に記載の管内挿入支援装置のように、請求項 9 または 10 に記載の管内挿入支援装置であって、前記円筒形状膨張収縮部材は、前記管内挿入部に固定される前記管内移動方向の前後の固着部を除き、少なくとも収縮時において前記管内移動方向に略直交する断面直径が略一定の略円筒形状であることが好ましい。

20

【 0 0 3 0 】

請求項 12 に記載の管内挿入支援装置のように、請求項 9 ないし 11 のいずれか 1 つに記載の管内挿入支援装置であって、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内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が好ましい。

【 0 0 3 1 】

請求項 13 に記載の管内挿入支援装置のように、請求項 9 ないし 12 のいずれか 1 つに記載の管内挿入支援装置であって、前記第 1 膨張収縮部材は、膨張させて前記管内壁に係止させた状態で収縮状態の前記第 3 膨張収縮部材あるいは前記第 4 膨張収縮部材の略円筒形状外周面に覆い被さることが好ましい。

30

【 0 0 3 2 】

請求項 14 に記載の管内挿入支援装置のように、請求項 3 または 11 に記載の管内挿入支援装置であって、前記円筒形状膨張収縮部材は、前記管内移動方向において、前記固着部間の距離は前記略円筒形状の側面長さより長く構成されることが好ましい。

【 0 0 3 3 】

請求項 15 に記載の管内挿入支援装置のように、請求項 1 ないし 14 のいずれか 1 つに記載の管内挿入支援装置であって、前記円筒形状膨張収縮部材は、前記管内移動方向に分離されて設けられた略円筒形状の複数の分離円筒膨張収縮部材から構成されることが好ましい。

【 0 0 3 4 】

請求項 16 に記載の管内挿入支援装置のように、請求項 15 に記載の管内挿入支援装置であって、前記複数の分離円筒膨張収縮部材は、前記制御部の制御により同一タイミングにて各々の径を略同一径に保持して一体的に膨張及び収縮することが好ましい。

40

【 0 0 3 5 】

請求項 17 に記載の管内挿入支援装置のように、請求項 1 ないし 16 のいずれか 1 つに記載の管内挿入支援装置であって、前記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が好ましい。

【 0 0 3 6 】

請求項 18 に記載の管内挿入支援装置のように、請求項 1 ないし 16 のいずれか 1 つに記載の管内挿入支援装置であって、前記管内移動方向の前方から、前記第 2 膨張収縮部材

50

、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が好ましい。

【 0 0 3 7 】

請求項 1 9 に記載の内視鏡装置は、請求項 1 ないし 1 8 のいずれか 1 つに記載の管内挿入支援装置を備えることを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 8 】

以上説明したように、本発明によれば、駆動バルーンを管内壁に係止させることなく、回転バルーンの駆動力を効率的に推進力に変換し、管内挿入部の管内移動方向に十分な推進力を得ることができるという効果がある。

【 図面の簡単な説明 】

10

【 0 0 3 9 】

【 図 1 】 本発明の実施形態に係る内視鏡装置の外観を示す構成図

【 図 2 】 図 1 の電子内視鏡の先端部の構成を示す図

【 図 3 】 図 1 のバルーン制御装置の構成を示すブロック図

【 図 4 】 図 2 の駆動バルーンの構成を示す断面図

【 図 5 】 図 2 の駆動バルーンの変形例の構成を示す断面図

【 図 6 】 図 3 のバルーン制御部の制御下におけるバルブ開閉制御部による推進動作のうちの正進動作のタイミングチャート

【 図 7 】 図 6 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および収縮の状態を示した概略断面図

20

【 図 8 】 図 3 のバルーン制御部の制御下におけるバルブ開閉制御部による推進動作のうちの逆進動作のタイミングチャート

【 図 9 】 図 8 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および収縮の状態を示した概略断面図

【 図 1 0 】 図 7 (D) における駆動バルーンによる係止バルーンの回転作用を詳細に示す第 1 の状態遷移図

【 図 1 1 】 図 7 (D) における駆動バルーンによる係止バルーンの回転作用を詳細に示す第 2 の状態遷移図

【 図 1 2 】 図 7 (D) における駆動バルーンによる係止バルーンの回転作用を詳細に示す第 3 の状態遷移図

30

【 図 1 3 】 図 1 0 ないし図 1 2 の状態遷移図において生じる腸壁位置における駆動力を示す図

【 図 1 4 】 分離円筒膨張収縮部材により構成した図 2 の駆動バルーンを示す断面図

【 図 1 5 】 図 1 4 の駆動バルーンによる係止バルーンの回転作用を説明する図

【 図 1 6 】 図 1 4 の駆動バルーンによる係止バルーンの回転作用の変形例を説明する図

【 図 1 7 】 従来の駆動バルーンによる係止バルーンの回転作用を詳細に示す第 1 の状態遷移図

【 図 1 8 】 従来の駆動バルーンによる係止バルーンの回転作用を詳細に示す第 1 の状態遷移図

【 図 1 9 】 図 1 7 及び図 1 8 の状態遷移図において生じる腸壁位置における駆動力を示す図

40

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 4 0 】

以下、添付図面を参照して、本発明に係る管内挿入支援装置及び内視鏡装置について詳細に説明する。

【 0 0 4 1 】

図 1 は本発明の実施形態に係る内視鏡装置の外観を示す構成図であって、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。

【 0 0 4 2 】

図 1 に示すように、本実施形態の管内挿入支援装置を備えた内視鏡装置 1 は、電子内視

50

鏡 1 0 0、光源装置 2 0 0、ビデオプロセッサ 3 0 0、モニタ 4 0 0 及びフットスイッチ 6 0 0 を有する制御部としてのバルーン制御装置 5 0 0 とを備えて構成される。

【 0 0 4 3 】

電子内視鏡 1 0 0 は、被検体の体腔内の管腔に挿入され該管腔内を移動する管内挿入部としての挿入部 1 0 と、挿入部 1 0 の基端部分に連設された操作部 1 2 とを備えている。

【 0 0 4 4 】

光源装置 2 0 0 は電子内視鏡 1 0 0 に照明光を供給するものであり、ビデオプロセッサ 3 0 0 は電子内視鏡 1 0 0 により得られた撮像信号を信号処理して内視鏡画像をモニタ 4 0 0 に表示するものである。

【 0 0 4 5 】

バルーン制御装置 5 0 0 は、電子内視鏡 1 0 0 の挿入部 1 0 の先端部 1 0 a に設けられた第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6、係止バルーン（回転バルーン）4 4 及び保持バルーン 2 3 からなるバルーンユニットである移動駆動手段を所定のシーケンスにしたがって駆動制御するものであり、フットスイッチ 6 0 0 は、このバルーン制御装置 5 0 0 の駆動制御の開始及び停止を指示するスイッチである。

【 0 0 4 6 】

なお、本実施形態では、例えば、第 1 膨張収縮部材は回転バルーンである係止バルーン 4 4 により構成され、第 2 膨張収縮部材は保持バルーン 2 3 により構成され、第 3 または第 4 膨張収縮部材は第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 により構成される。

【 0 0 4 7 】

図 2 に示すように、電子内視鏡 1 0 0 の挿入部 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光学系 3 4 と像光を撮像する撮像素子としての例えば CCD 3 3 が内蔵されている。

【 0 0 4 8 】

また、挿入部 1 0 内には光源装置 2 0 0 にユニバーサルコード 1 4 を介して接続されたライトガイド 3 0 が挿通されており、ライトガイド 3 0 は、光源装置 2 0 0 が供給する照明光を先端部 1 0 a に設けられた照明光学系 3 1 を介して被検体内の被観察部位を照射するようになっている。

【 0 0 4 9 】

図 1 に戻り、前記 CCD 3 3 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 から分岐した信号ケーブル 1 4 a に接続されたビデオプロセッサ 3 0 0 により信号処理され、モニタ 4 0 0 に内視鏡画像として表示される。

【 0 0 5 0 】

なお、図示はしないが、先端部 1 0 a の先端面には、操作部 1 2 側に設けられた鉗子口 1 6 と連通した鉗子出口、送気・送水ボタン等の操作ボタン 1 2 a を操作することによって、対物光学系 3 4 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れるノズルなどが設けられている。

【 0 0 5 1 】

操作ボタン 1 2 a は、上記の送気・送水ボタンの他にフリーズボタン、リリースボタン等の各操作ボタン 1 2 a により構成され、フリーズボタン 1 2 a が操作されるとビデオプロセッサ 3 0 0 に対して静止画生成が指示され、リリースボタン 1 2 a が操作されるとビデオプロセッサ 3 0 0 に対して静止画の格納（記録）が指示されるようになっている。

【 0 0 5 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 5 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

10

20

30

40

50

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。

【００５４】

先端部１０ａには、図２に示すように、例えば大腸等の管腔路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バルーンユニットを構成する、第１及び第２駆動バルーン４２、４６と係止バルーン４４が取り付けられている。第１及び第２駆動バルーン４２、４６と係止バルーン４４の詳細については後述する。

【００５５】

なお、係止バルーン４４が管腔路内壁に接触していない時に、挿入部１０の先端部１０ａの位置を管内のほぼ中央に保持するための保持バルーン２３も設けられている。保持バルーン２３、第１及び第２駆動バルーン４２、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、各バルーン内の圧力を制御するバルーン制御装置５００に接続されている。

【００５６】

本実施形態の管内挿入支援装置は、これら保持バルーン２３、第１及び第２駆動バルーン４２、４６と係止バルーン４４及びバルーン制御装置５００を備えて構成される。

【００５７】

係止バルーン４４は膨張時に管腔路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。

【００５８】

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及び軟性部１０ｃ、ユニバーサルコード１４（図１参照）の内部及び該ユニバーサルコード１４から分岐したバルーン用コード１４ｂ（図１参照）の内部を通してバルーン制御装置５００に接続されている。

【００５９】

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の周方向に周全体に形成される。また、係止バルーン４４は挿入部１０の周方向に一樣な形状として軸対称となっていてよく、また、挿入部１０の周方向に一樣な形状ではなく軸対称となっていなくてもよい。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、湾曲部１０ｂや軟性部１０ｃに配置してもよい。

【００６０】

上記のように構成された電子内視鏡１００で、例えば、大腸や小腸のように複雑に屈曲した管腔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２００を点灯して被検体内を照明しながら、ビデオプロセッサ３００によってＣＣＤ３３により得られる内視鏡画像がモニタ４００に表示される。

【００６１】

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５００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。

【００６２】

なお、推進動作のフローの詳しい説明は後述する。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

10

20

30

40

50

に推進する動作を逆進動作とする。

【 0 0 6 3 】

図 3 は図 1 のバルーン制御装置 5 0 0 の構成を示すブロック図である。図 3 に示すように、バルーン制御装置 5 0 0 は、吸引ポンプ 5 0 1、供給ポンプ 5 0 2、圧力制御部 5 0 3、バルブ開閉制御部 5 0 4、バルーン制御部 5 0 5 及び情報表示手段としての操作パネル 5 0 6 を備えて構成される。

【 0 0 6 4 】

バルーン制御装置 5 0 0 は、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 と保持バルーン 2 3 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 5 0 4 と圧力制御部 5 0 3 を介して、吸引ポンプ 5 0 1 及び供給ポンプ 5 0 2 が第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 と係止バルーン 4 4 と保持バルーン 2 3 に接続されている。

【 0 0 6 5 】

バルーン制御部 5 0 5 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 5 0 4 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 5 0 3 によって吸引ポンプ 5 0 1 及び供給ポンプ 5 0 2 を制御する。

【 0 0 6 6 】

操作パネル 5 0 6 は、バルーン制御装置 5 0 0 における推進動作の設定、各種情報に表示を行うものである。

【 0 0 6 7 】

図 4 は図 2 の駆動バルーンの構成を示す断面図を示し、図 5 は図 2 の駆動バルーンの変形例の構成を示す断面図を示す。

【 0 0 6 8 】

内視鏡を推進させる駆動力は駆動バルーンの膨張径によって決まるが、その駆動力は推進過程において一定であることが望ましく、本実施形態の第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 は、図 4 に示すように、第 1 及び第 2 駆動バルーン 2、4 6 の少なくとも初期直径を、管腔路の長手方向（管内移動方向）に渡って概ね一定とし、両端の固着部を除き、直径一定の略円筒形状となっている。

【 0 0 6 9 】

第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 においては、略円筒形状（少なくとも収縮時の初期径を一定）とする範囲は、一回の係止バルーン（回転バルーン）の回転で所望する推進量によって決まり、係止バルーン 4 4 は第 1 または第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 の円筒形状の側面部 8 0 0 全域に渡って覆いかぶさる。

【 0 0 7 0 】

なお、第 1 または第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 の略円筒形状の側面部 8 0 0 の長さは、先端部 1 0 a に固着される固着部 8 0 1 を除いた長さであり、例えば「5 0 mm」としている。なお、この「5 0 mm」及び図 4 に記載の数値は一例であり、これに限るものではない。

【 0 0 7 1 】

すなわち、第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 は、少なくとも収縮時において前記管内挿入部の管内移動方向に略直交する断面直径が略一定の略円筒形状を保って、径方向に膨張及び収縮する円筒形状膨張収縮部材により構成される。

【 0 0 7 2 】

図 4 に示す構成の第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 は、膨張時は略円筒中央部はそれ以外の場所と比較して最も大きく膨らむが、従来の球形のバルーンと比較して、中央部とその周りとの膨張差は小さくなる。

【 0 0 7 3 】

本実施形態の第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 は、内視鏡やオーバーチューブに固着される場合に略円筒形状が保たれるように、初期形状の固着部 8 0 1 の間隔で固着する。つまり、固着部 8 0 1 間の長さは略円筒部の側面部 8 0 0 の長さより大きく、または同

10

20

30

40

50

じになる。第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 はその役割から回転しないことが望ましく、固着部 8 0 1 の長さを略円筒部の側面部 8 0 0 の長さより大きくまたは同じにすることにより、回転しにくくすることができる。

【0074】

なお、第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 は図 4 の構成に限らず、例えば図 5 に示すように構成してもよい。すなわち、図 5 の構成での第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 は略円筒形状の中央部が周りより細い形状とし、このように中央部を細くすることで、膨張径は長手方向に渡ってほぼ一定となる。

【0075】

なお、図 5 の構成においても、第 1 または第 2 駆動バルーン 4 2、4 6 の略円筒形状の側面部 8 0 0 の長さは、先端部 1 0 a に固着される固着部 8 0 1 を除いた長さであり、例えば「45mm」としている。なお、この「45mm」及び図 5 に記載の数値は一例であり、これに限るものではない。

【0076】

次に、電子内視鏡 1 0 0 の先端部 1 0 a の推進動作について説明する。

【0077】

図 6 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 7 は、図 6 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および収縮の様子を示した概略断面図である。

【0078】

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、電子内視鏡 1 0 0 の先端部 1 0 a 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 4 2、4 6 と係止バルーン 4 4 が共に収縮した状態であり、且つ、保持バルーン 2 3 が膨張して腸壁 4 0 に係止した状態になっているものとする。

【0079】

まず、上記状態から、第 2 駆動バルーン 4 6 に気体を充填して膨張させる（図 6 の工程 A）。この第 2 駆動バルーン 4 6 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 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。

【0080】

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。

【0081】

なお、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。

【0082】

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 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 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。

【0083】

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 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 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 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。

【0084】

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 7 中の右側）は、第 1 駆動バルーン

10

20

30

40

50

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７（Ｄ）の黒矢印）に向かって押圧力を与える。

【００８５】

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（図７中の左側）に向かって繰り出される。

【００８６】

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７（Ｄ）の白矢印のように、電子内視鏡１００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。

10

【００８７】

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。

【００８８】

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６の工程Ｆ）。これによって、図７（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。

20

【００８９】

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。

【００９０】

図８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９は、図８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および収縮の様子を示した概略断面図である。

【００９１】

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１００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。

30

【００９２】

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８の工程Ａ）。この時のバルーンの膨張の様子は、図９（Ａ）のように表わすことができる。図９（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。

【００９３】

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８の工程Ｂ）。この時のバルーンの膨張の様子は、図９（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。

40

【００９４】

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８の工程Ｃ）。この時のバルーンの収縮の様子は、図９（Ｃ）のように表わすことができる。

【００９５】

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８の工程Ｄ）。この時のバルーンの膨張の様子は、図９（Ｄ）のように表わすことができる。

50

【 0 0 9 6 】

図 9 (D) に示すように、第 2 駆動バルーン 4 6 を膨張させていくことにより、第 2 駆動バルーン 4 6 は係止バルーン 4 4 を徐々に押圧していく。そして、係止バルーン 4 4 は、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 の進行方向の後方側の第 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 の進行方向の前方 (図 9 (D) の黒矢印) に向かって押圧力を与える。

10

【 0 0 9 7 】

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 の進行方向の前方に向かって繰り出される。

【 0 0 9 8 】

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。したがって、図 9 (D) の白矢印のように、電子内視鏡 1 0 0 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 9 9 】

次に、保持バルーン 2 3 に気体を充填して膨張させて、保持バルーン 2 3 を腸壁 4 0 に係止させる (図 8 の工程 E) 。この時のバルーンの膨張の様子は、図 9 (E) のように表わすことができる。

20

【 0 1 0 0 】

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 8 の工程 F) 。この時のバルーンの収縮の様子は、図 9 (F) のように表わすことができる。

【 0 1 0 1 】

以降、逆進動作を継続する場合には、図 8 の工程 A ~ 工程 F を繰り返す。

【 0 1 0 2 】

次に本実施形態の作用を図 1 0 ないし図 1 3 を用いて詳細に説明する。図 1 0 ないし図 1 2 は図 7 (D) における駆動バルーンによる係止バルーンの回転作用を詳細に示す状態遷移図であり、図 1 3 は図 1 0 ないし図 1 2 の状態遷移図において生じる腸壁位置における駆動力を示す図である。

30

【 0 1 0 3 】

図 1 0 に示すように、係止バルーン 4 4 を腸壁 4 0 に係止させた状態では、係止バルーン 4 4 は収縮状態の第 1 及び第 2 駆動バルーン 4 2 、 4 6 の略円筒形状外周面に覆い被されている。この状態で、第 1 駆動バルーン 4 2 に気体を充填して膨張を開始すると (図 7 (D) 参照) 、係止バルーン 4 4 の第 1 の部分 (腸壁 4 0 を押圧していない部分 : 図 1 1 の注目領域 9 0 0 参照) が、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 を押圧している部分) へと徐々に遷移する (図 1 2 の注目領域 9 0 0 参照) 。

40

【 0 1 0 4 】

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 の進行方向の後方に駆動力 (押圧力) (図 1 2 の黒矢印) を与える。この駆動力 (押圧力) は、第 1 駆動バルーン 4 2 の膨張に伴い増加し、第 1 の部分 (腸壁 4 0 に接触していない部分) を第 2 の部分 (腸壁 4 0 に接触している部分) へと順次、挿入方向の後方に繰り出す (図 1 2 の注目領域 9 0 0 参照) 作用の力となる。

【 0 1 0 5 】

図 1 3 に示すように、挿入部 1 0 の先端部 1 0 a を推進させる、最大駆動力 F_{max} と最小駆動力 F_{min} により規定される有効駆動力範囲 9 1 0 は第 1 及び第 2 駆動バルーン

50

４２、４６の膨張径（有効膨張範囲９１１）によって決まる。

【０１０６】

ここで、最小駆動力 F_{min} は駆動バルーンの膨張径が係止バルーン４４の駆動力として作用し始める駆動力であり、最大駆動力 F_{max} は第１駆動バルーン４２（あるいは第２駆動バルーン４６）の膨張径が第１駆動バルーン４２（あるいは第２駆動バルーン４６）と腸壁４０との間に摩擦力（係止力）を発生させる駆動力である。

【０１０７】

従来技術のように駆動バルーンが腸壁４０と接触すると、駆動バルーンと腸壁４０の間には摩擦力が作用するが、本実施形態の第１駆動バルーン４２（あるいは第２駆動バルーン４６）では、膨張においては円筒形状の側面が略均一に径を増加させるので、第１駆動バルーン４２（あるいは第２駆動バルーン４６）を腸壁４０に接触するまで膨張をさせることなく、第１駆動バルーン４２（あるいは第２駆動バルーン４６）から係止バルーン４４への駆動力９２０を効率的に推進力に変換でき、十分な挿入部１０の挿入方向の前方（あるいは後方）の推進力を得ることができる。

10

【０１０８】

このように本実施形態では、第１及び第２駆動バルーン４２、４６の駆動力（係止バルーン４４への押圧力）を一定に保持でき、大きく膨らみ過ぎて推進力を低減することも、膨張量が足りずに推進力不足となることもなく、さらに第１及び第２駆動バルーン４２、４６自体も回転しにくくなる。

【０１０９】

20

この結果、本実施形態の管内挿入支援装置を備えた内視鏡装置１は、第１及び第２駆動バルーン４２、４６を腸壁４０（管内壁）に係止させることなく、係止バルーン４４の駆動力を効率的に推進力に変換し、管内挿入部の管内移動方向に十分な推進力を得ることができる。

【０１１０】

なお、本実施形態の駆動バルーン４２、４６は図４または図５のように構成するとしたが、図１４に示すように、複数の分離円筒膨張収縮部材としての分離駆動バルーン４２ａ、４２ｂ、４２ｃにより駆動バルーン４２を、また複数の分離駆動バルーン４６ａ、４６ｂ、４６ｃにより駆動バルーン４６をそれぞれ構成してもよい。この場合、同形状の短い分離駆動バルーン４２ａ、４２ｂ、４２ｃ、４６ａ、４６ｂ、４６ｃを長手方向に複数並べることで、駆動バルーン４２、４６としては長手方向に渡って概ね一定の形状にする。同じ形状の複数の分離駆動バルーン４２ａ、４２ｂ、４２ｃ、４６ａ、４６ｂ、４６ｃを用いることで、駆動バルーン４２、４６として、膨張時にも長手方向に渡って概ね一定となる。

30

【０１１１】

ここで、複数の分離駆動バルーン４２ａ、４２ｂ、４２ｃ、４６ａ、４６ｂ、４６ｃへの空気配管は共通化してもよく、個別に設けても良い。

【０１１２】

例えば、バルーン制御装置５００は、図１５に示すように、駆動バルーン４２を構成する分離駆動バルーン４２ａ、４２ｂ、４２ｃ（あるいは駆動バルーン４６を構成する複数の分離駆動バルーン４６ａ、４６ｂ、４６ｃ）を同一タイミングにて各々の分離駆動バルーン４２ａ、４２ｂ、４２ｃの径を略同一径に保持して一体的に膨張及び収縮することで、第１及び第２駆動バルーン４２、４６の駆動力（係止バルーン４４への押圧力）を一定に保持でき、大きく膨らみ過ぎて推進力を低減することも、膨張量が足りずに推進力不足となることもない。

40

【０１１３】

したがって、駆動バルーン４２を構成する分離駆動バルーン４２ａ、４２ｂ、４２ｃ（あるいは駆動バルーン４６を構成する複数の分離駆動バルーン４６ａ、４６ｂ、４６ｃ）によっても、第１及び第２駆動バルーン４２、４６を腸壁４０（管内壁）に係止させることなく、係止バルーン４４の駆動力を効率的に推進力に変換し、管内挿入部の管内移動方

50

向に十分な推進力を得ることができる。

【 0 1 1 4 】

また、特に、複数の分離駆動バルーン 4 2 a、4 2 b、4 2 c、4 6 a、4 6 b、4 6 c への空気配管を個別に設ける場合には、例えば、バルーン制御装置 5 0 0 は、図 1 6 に示すように、駆動バルーン 4 2 を構成する分離駆動バルーン 4 2 a、4 2 b、4 2 c の各々を膨張させるタイミングをシーケンス制御することにより、さらに、係止バルーン 4 4 の駆動力を効率的に推進力に変換することが可能となる。

【 0 1 1 5 】

以上、本発明の管内挿入支援装置及び内視鏡装置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。

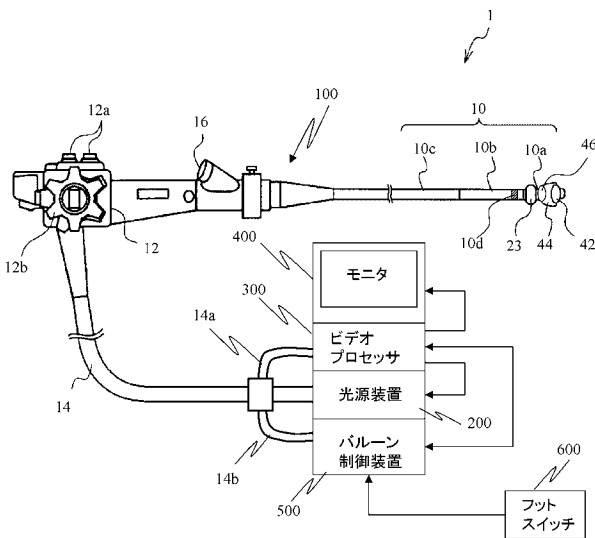
10

【 符号の説明 】

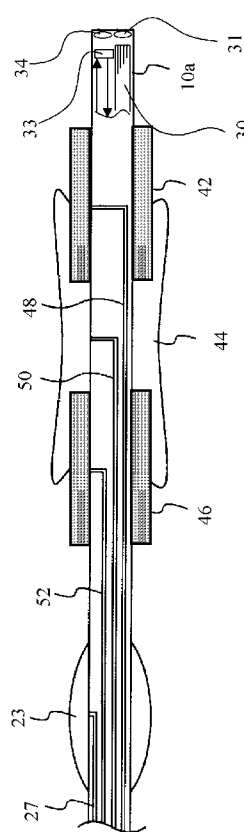
【 0 1 1 6 】

1 ... 内視鏡装置、1 0 ... 挿入部、1 0 a ... 先端部、4 4 ... 係止バルーン、2 3 ... 保持バルーン、4 2 ... 第 1 駆動バルーン、4 6 ... 第 2 駆動バルーン、1 0 0 ... 電子内視鏡、5 0 0 ... バルーン制御装置

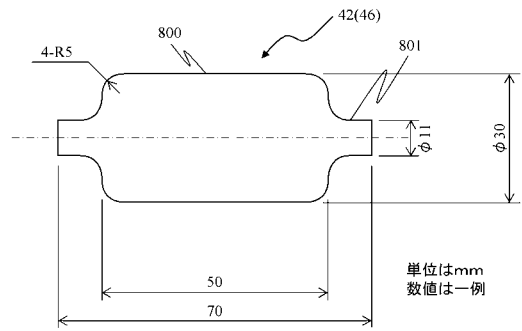
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 4 】



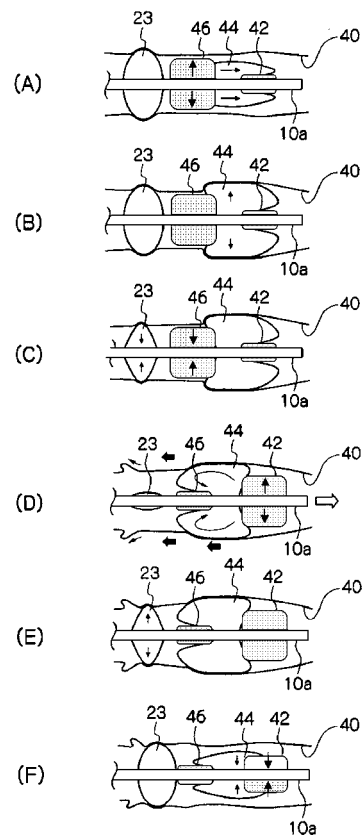
Technical drawing of a mechanical part (Fig. 1) showing a cross-section with dimensions and tolerances. The part has an outer diameter of 24mm and an inner diameter of 8mm. It features a central section with a length of 65mm and a fillet radius of R10. The drawing includes various dimension lines and labels for tolerances and surface finish.

Dimensions and Tolerances:

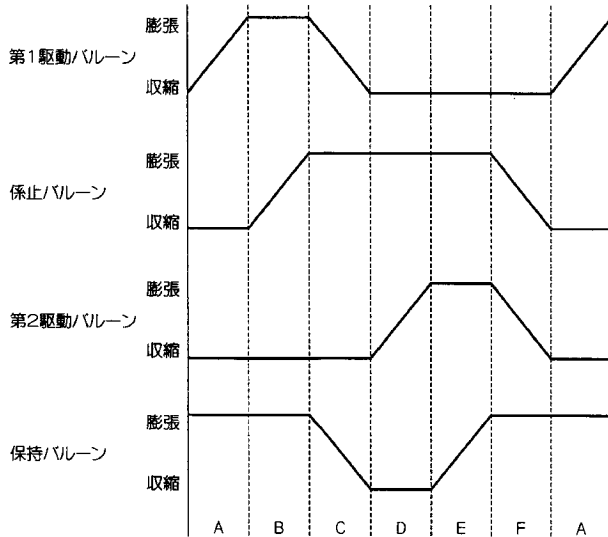
- Outer Diameter: $\phi 24$
- Inner Diameter: $\phi 8$
- Central Section Length: 65
- Fillet Radius: R10
- Surface Finish: 4xR5, 800, 42(46), 801
- Dimension Lines: (10), (5), (17.5), (5), (10)

単位はmm
数値は一例

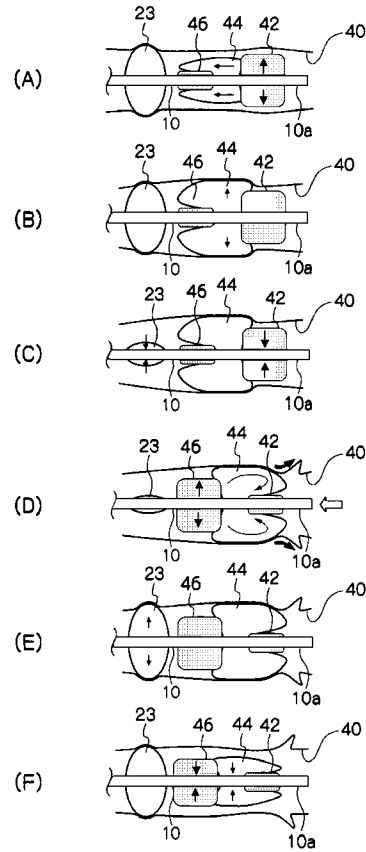
【圖 7】



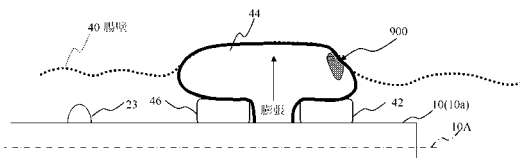
【図 8】



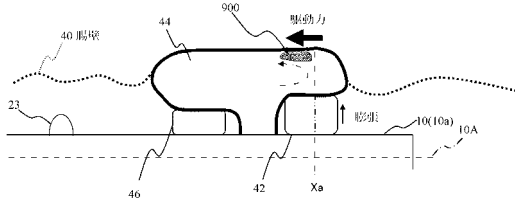
【図 9】



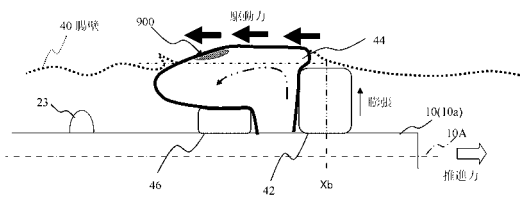
【図 10】



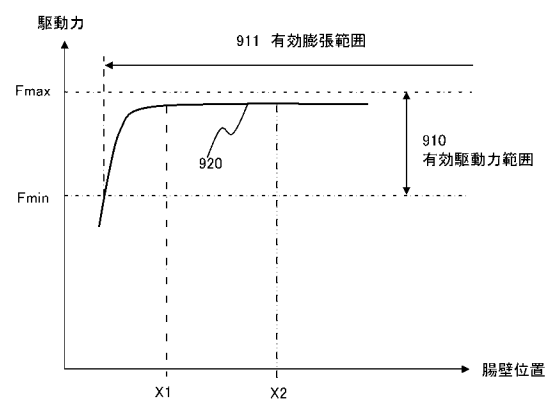
【図 11】



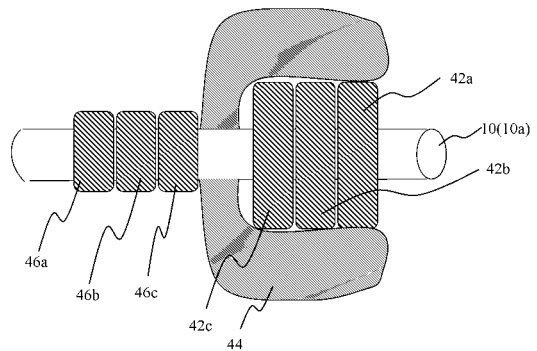
【図 12】



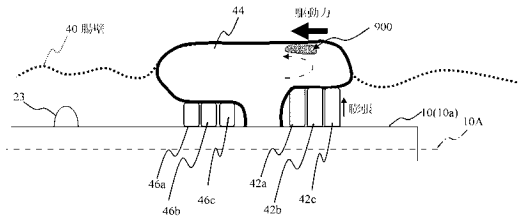
【図 13】



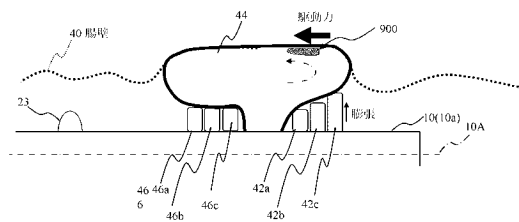
【図 14】



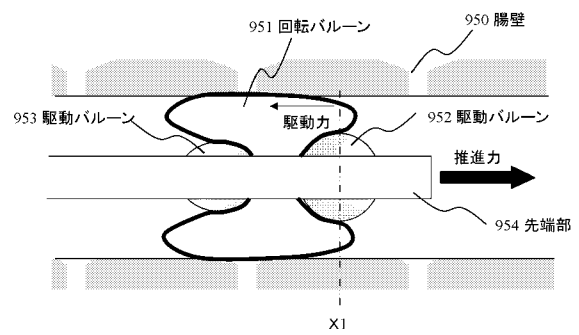
【図 15】



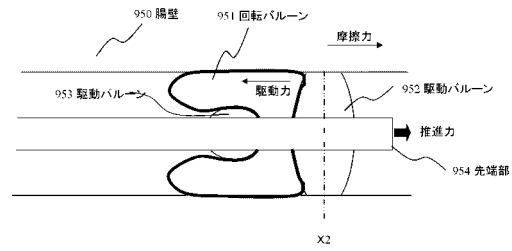
【図 16】



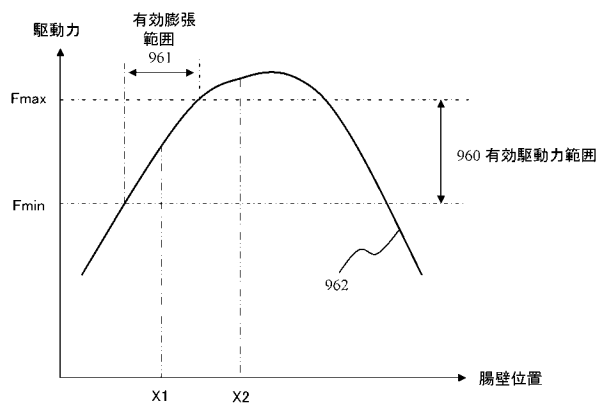
【図 17】



【図 18】



【図 19】



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) 4C061 AA04 GG25 JJ06

4C161 AA04 GG25 JJ06

专利名称(译)	插管插入支持装置和内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2011120638A	公开(公告)日	2011-06-23
申请号	JP2009278723	申请日	2009-12-08
[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		
FI分类号	A61B1/00.320.C A61B1/01.513		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/GG25 4C061/JJ06 4C161/AA04 4C161/GG25 4C161/JJ06		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过有效地将旋转气球的驱动力转换为推进力而不将驱动气囊锁定到管道内壁，从而在导管内插入部分的导管内移动方向上获得足够的推进力。ŽSOLUTION：至少第一和第二驱动气球42,46的初始直径大致固定在管腔路径的纵向（管内移动方向）上，并且第一和第二驱动气囊42,46具有大致圆柱形状并具有固定的直径不包括两端的固定部件。在第一和第二驱动气囊42,46中，通过锁定气球（旋转气球）的一次旋转所期望的推进量来确定大致圆柱形状的范围（至少在收缩期间的初始直径是固定的），并且锁定球囊放在第一或第二驱动球囊42或46的圆柱形状是整个侧面部分800上

