

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5481234号
(P5481234)

(45) 発行日 平成26年4月23日 (2014. 4. 23)

(24) 登録日 平成26年2月21日 (2014. 2. 21)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 1/00 3 2 0 C

請求項の数 10 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2010-50376 (P2010-50376)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成22年3月8日 (2010. 3. 8)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2011-182913 (P2011-182913A)		東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号
(43) 公開日	平成23年9月22日 (2011. 9. 22)	(74) 代理人	100078880
審査請求日	平成25年1月21日 (2013. 1. 21)		弁理士 松岡 修平
		(72) 発明者	下田代 真哉
			東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 H O Y A 株式会社内
		審査官	右▲高▼ 孝幸
		(56) 参考文献	特開平 0 3 - 2 3 1 6 2 3 (J P , A)
			特開 2 0 0 5 - 1 6 8 9 9 0 (J P , A)
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用挿入補助具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の先端部に設けられる内視鏡用挿入補助具であって、
前記内視鏡用挿入補助具は、
前記先端部の外周面に嵌合する円環状のバルーンと、
前記円環状のバルーンに対して前記先端部の基端側に位置し、該先端部の外周面に摺動自在に巻回された螺旋状のバルーンと、
前記円環状のバルーンと前記螺旋状のバルーンへの送気及び吸気を制御する制御部と、
を備え、
前記螺旋状のバルーンは、先端側から順に、前記先端部の軸方向に伸張する第 1 の部分と該先端部の径方向外側に向かって伸張する第 2 の部分とを有し、
前記第 1 の部分は、前記第 2 の部分よりも膨張を開始する空気圧が高く設定され、
前記制御部は、前記先端部が体腔内に挿入された状態において、最初に前記第 2 の部分が膨張して体腔内壁面に当接し、次に前記第 1 の部分が膨張して該先端部を体腔内奥に挿入させ、続いて前記円環状のバルーンが膨張して体腔内壁面に当接し、かかる当接が維持された状態で前記螺旋状のバルーンが収縮して該先端部外周面上を該先端部の先端側に摺動するように、送気及び吸気を制御するものであり、
前記制御部は、前記内視鏡の挿入部内に挿通された通気チャネルを経由して前記円環状のバルーン及び前記螺旋状のバルーンに対して送気及び吸気を行い、
前記通気チャネルの中途部に、前記円環状のバルーンと接続される第 1 の通気口と、前

10

20

記螺旋状のバルーンと接続される第2の通気口とが設けられており、

前記通気チャネルは、前記第1の通気口と前記第2の通気口との間に環流部を有し、
前記環流部には、第1の逆止弁と第2の逆止弁が、前記第1の通気口を挟んで設けられており、

前記第1の逆止弁は、前記通気チャネルの下流側から前記第1の通気口に向かう空気の流れのみを許容する方向に開く弁であり、

前記第2の逆止弁は、前記第1の通気口から前記通気チャネルの下流側に向かう空気の流れのみを許容する方向に開く弁であり、

前記第1の逆止弁の開弁圧及び前記第2の逆止弁の開弁圧は、第1の逆止弁の開弁圧を P_1 、第2の逆止弁の開弁圧を P_2 、第1の部分のバルーンが完全に膨張する空気圧を P_{b1} とすると、以下の式(1)を満たす、

$$P_{b1} < P_1 < P_2 \cdots (1)$$

ことを特徴とする内視鏡用挿入補助具。

【請求項2】

前記制御部は、前記通気チャネルに接続される送気及び吸気を行うポンプと、該通気チャネルに接続される圧力計とを有し、

前記制御部は、前記圧力計の計測値が所定の閾値を超えるまでは前記ポンプの送気を行い、該圧力計の計測値が該所定の閾値を超えると該ポンプの動作を吸気に切り替え、該ポンプの吸気限界の圧力に達すると該ポンプの動作を送気に切り替え、

前記所定の閾値は、所定の閾値を T とすると、以下の式(2)を満たし、

$$P_1 < T < P_2 \cdots (2)$$

前記ポンプの吸気限界の圧力は、ポンプの吸気限界の圧力を P_{lim} とすると、以下の式(3)を満たす、

$$P_2 < P_{lim} \cdots (3)$$

ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用挿入補助具。

【請求項3】

前記制御部は、外部の入力装置から出力される信号に基づいて前記ポンプの送気又は吸気を開始することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡用挿入補助具。

【請求項4】

前記入力装置には、前記内視鏡の操作部に設けられたボタンが含まれることを特徴とする請求項3に記載の内視鏡用挿入補助具。

【請求項5】

前記入力装置には、前記内視鏡に接続されるプロセッサに設けられた操作パネルが含まれることを特徴とする請求項3又は請求項4に記載の内視鏡用挿入補助具。

【請求項6】

前記入力装置には、前記内視鏡に接続されるプロセッサに接続されるキーボードが含まれることを特徴とする請求項3から請求項5のいずれか一項に記載の内視鏡用挿入補助具。

【請求項7】

前記螺旋状のバルーンの前記第1の部分の内径側が、外径側よりも肉厚に形成されていることを特徴とする請求項1から請求項6のいずれか一項に記載の内視鏡用挿入補助具。

【請求項8】

前記螺旋状のバルーンの前記第1の部分の内径側にリムが設けられていることを特徴とする請求項1から請求項6のいずれか一項に記載の内視鏡用挿入補助具。

【請求項9】

前記螺旋状のバルーンの前記第1の部分の内径側が、該螺旋状のバルーンの長手方向において肉厚部と肉薄部とが交互に形成されていることを特徴とする請求項1から請求項6のいずれか一項に記載の内視鏡用挿入補助具。

【請求項10】

前記螺旋状のバルーンの前記第1の部分が、蛇腹チューブであることを特徴とする請求

10

20

30

40

50

項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の内視鏡用挿入補助具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の挿入部を体腔内に挿入する際の挿入補助具に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、患者の体腔内に細径で長尺の挿入部を挿入することにより、対象部位を観察および撮像を行うことができる電子内視鏡が広く用いられている。特に大腸内視鏡検査や小腸内視鏡検査においては、柔軟性に富み複雑に湾曲蛇行する腸管を傷つけることなく挿入部を進行させることができるように、挿入部に挿入補助具を設けることが提案されている。

10

【0003】

内視鏡の挿入補助具の一例として、特許文献 1 に開示されるようなダブルバルーン式内視鏡がある。特許文献 1 に記載の挿入補助具を設けた内視鏡では、内視鏡の本体と内視鏡を覆う外筒にそれぞれバルーンを設け、まず 2 つのバルーンのうち内視鏡側のバルーンを膨らませることで、内視鏡を腸管の任意の位置に固定する。続いて、外筒側のバルーンを膨らませ、内視鏡側のバルーンを収縮させて内視鏡を押し込むことにより内視鏡を進行させる。そして、内視鏡を腸管の深部に挿入して、例えば結腸の屈曲部等に到達したら、外筒側のバルーンを収縮させた後、再び内視鏡側のバルーンを膨らませ、上記の操作を行うことにより、内視鏡の挿入部をさらに進行させることができる。また、バルーンを膨らませた状態においては、内視鏡や外筒を引き寄せることで腸管を手繰り寄せて腸管の長さを短縮させ、内視鏡の挿入部を進行させる。

20

【0004】

各バルーンは、内視鏡の操作部に設けられた操作用バルーンと空気挿通用の管路によって接続されており、操作用バルーンを膨張ないし収縮させることによって、各バルーンを収縮ないし膨張させる。なお、操作用バルーンの代わりにフットペダルを用いてバルーンの膨張と収縮を制御することも提案されている。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2007 - 130082 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、上記の従来の内視鏡用挿入補助具では、バルーンを装着する準備に時間や手間が掛かり、施術中は手動でバルーンをこまめに膨張させたり収縮させたりする作業を行う必要があり、さらに他の内視鏡の操作も並行して行うこともあり、バルーン操作が他の施術に支障をきたす可能性がある。

40

【0007】

本発明は上記に鑑みてなされたものである。本発明の目的は、術者に特別な手技を要求することなく、装着の手間を省いて簡便な操作で動作させることが可能な内視鏡用挿入補助具を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一実施形態における内視鏡用挿入補助具は、内視鏡の先端部に設けられる内視鏡用挿入補助具であって、先端部の外周面に嵌合する円環状のバルーンと、円環状のバルーンに対して先端部の基端側に位置し、該先端部の外周面に摺動自在に巻回された螺旋状のバルーンと、円環状のバルーンと螺旋状のバルーンへの送気及び吸気を制御する制御部

50

とを備え、螺旋状のバルーンは、先端側から順に、先端部の軸方向に伸張する第１の部分と該先端部の径方向外側に向かって伸張する第２の部分とを有し、第１の部分は、第２の部分よりも膨張を開始する空気圧が高く設定され、制御部は、先端部が体腔内に挿入された状態において、最初に第２の部分が膨張して体腔内壁面に当接し、次に第１の部分が膨張して該先端部を体腔内奥に挿入させ、続いて円環状のバルーンが膨張して体腔内壁面に当接し、かかる当接が維持された状態で螺旋状のバルーンが収縮して該先端部外周面上を該先端部の先端側に摺動するように送気及び吸気を制御する。従って、各バルーンを上記の順序で膨張と収縮を繰り返すことにより、体腔内においてバルーンを用いた腸管等の手繰り寄せ作業を行う必要なく、内視鏡を進行させることができる。

【０００９】

10

好ましくは、制御部は、通気チャネルを経由して円環状のバルーン及び螺旋状のバルーンに対して送気及び吸気を行い、通気チャネルの中途部に、円環状のバルーンと接続される第１の通気口と、螺旋状のバルーンと接続される第２の通気口とが設けられており、通気チャネルは、第１の通気口と第２の通気口との間に環流部を有し、環流部には、第１の逆止弁と第２の逆止弁が、第１の通気口を挟んで設けられており、第１の逆止弁は、通気チャネルの下流側から第１の通気口に向かう空気の流れのみを許容する方向に開く弁であり、第２の逆止弁は、第１の通気口から通気チャネルの下流側に向かう空気の流れのみを許容する方向に開く弁であり、第１の逆止弁の開弁圧及び第２の逆止弁の開弁圧は、第１の逆止弁の開弁圧を P_1 、第２の逆止弁の開弁圧を P_2 、第１の部分のバルーンが完全に膨張する空気圧を P_{b1} とすると、以下の式（１）を満たす。

20

$$P_{b1} < P_1 < P_2 \cdots (1)$$

従って、バルーンの膨張及び収縮を内視鏡内に設けた単一の通気チャネルを介して行うことができる。

【００１０】

さらに好ましくは、制御部は、通気チャネルに接続される送気及び吸気を行うポンプと、該通気チャネルに接続される圧力計とを有し、制御部は、圧力計の計測値が所定の閾値に達するまではポンプの送気を行い、該圧力計の計測値が該所定の閾値に達すると該ポンプの動作を吸気に切り替え、該ポンプの吸気限界の圧力に達すると該ポンプの動作を送気に切り替える。ここで、所定の閾値は、所定の閾値を T とすると、以下の式（２）を満たす。

30

$$P_1 < T < P_2 \cdots (2)$$

また、ポンプの吸気限界の圧力は、ポンプの吸気限界の圧力を P_{lim} とすると、以下の式（３）を満たす。

$$P_2 < P_{lim} \cdots (3)$$

従って、バルーンの膨張及び収縮を行うための送気及び吸気を、通気チャネルに接続されたポンプによって行い、通気チャネル内、ひいてはバルーン内の空気圧に基づいてポンプの送気及び吸気を切り替えることにより、術者は自らポンプの送気及び吸気の切り替え作業を行う必要なくバルーンを膨張又は収縮させて内視鏡を進行させることができる。

【００１１】

また、制御部は、外部の入力装置から出力される信号に基づいてポンプの送気又は吸気を開始する。そして、入力装置には、内視鏡の操作部に設けられたボタンや、内視鏡に接続されるプロセッサに設けられた操作パネルやプロセッサに接続されるキーボードが含まれる。従って、術者は、内視鏡の操作部やプロセッサから、より簡便にポンプの動作制御を行って効率よく内視鏡を挿入することができる。

40

【発明の効果】

【００１２】

本発明によれば、術者は、バルーンの膨張や収縮を手動で制御することなく、必要とときにのみバルーンを膨張又は収縮させて内視鏡を円滑に挿入することができる。また、術者は、バルーンを膨張させたときに腸管等を手繰り寄せる作業を行う必要もない。従って、術者は、特別な手技を要求されることなく、対象部位の撮像や観察、内視鏡の先端部の

50

制御等の作業に専念することができる。また、内視鏡の挿入に際し、内視鏡の先端部近傍に支点、力点及び作用点が集中するため、従来のような、挿入部の可撓管に対して基端側から押し込む力を加える手技と比べて、患者の消化管等に与える負荷の範囲が大幅に小さくなる。さらに、バルーンが内視鏡にあらかじめ嵌め合わされており、挿入の度に取り付ける必要はないため、バルーンと内視鏡とが別体になっている場合に比べて洗浄や保管等のメンテナンス作業が容易になる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】図1は、本発明の一実施形態における内視鏡用挿入補助具を備える内視鏡の先端部を示す概略図である。

10

【図2】図2は、本発明の一実施形態における内視鏡システムの全体を示す模式図である。

【図3】図3は、本発明の一実施形態における内視鏡システムの全体を示すブロック図である。

【図4】図4は、本発明の一実施形態におけるポンプの動作制御を示すフローチャートである。

【図5】図5は、本発明の一実施形態における内視鏡用挿入補助具の動作を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

20

以下、図面を参照して、本発明の一実施形態における内視鏡用挿入補助具について説明する。なお、内視鏡100の体腔内挿入部先端側を先端側とし、操作部側を基端側とする。また、複数の図にまたがって同じ部材を示す場合は同じ番号を付することとする。

【0015】

図1は、本実施形態における内視鏡用挿入補助具の内視鏡100の先端部における概略の構成を示す図である。図1に示すように内視鏡100の先端部外周には生体適合性を有し耐久性や伸縮性に優れたポリエステル、ポリエチレン、シリコンゴム、フッ素ゴム、ウレタンゴム等の素材からなるバルーン1～3が設けられている。バルーン1は、内視鏡の先端外周面に嵌合された閉じた円環状の部材であり、バルーン1の開口部が内視鏡100の先端部側面に設けられた通気口4に接着ないし融着により気密的に固定されている。バルーン2（特許請求の範囲に記載された「第1の部分」に対応する）及びバルーン3（特許請求の範囲に記載された「第2の部分」に対応する）は1本のバルーンである。後述するように、バルーン2とバルーン3は、それぞれ異なる空気圧で膨張し、膨張したときにそれぞれ伸張方向が異なるように形成されており、バルーン2が内視鏡100の先端寄り、またバルーン3が内視鏡の基端寄り、それぞれ内視鏡100の先端部外周面に摺動自在に嵌合するように螺旋状に巻回されている。バルーン2の先端側の端部に設けられた開口部は、内視鏡100の先端部側面に設けられた通気口5に接着ないし融着により気密的に固定されている。また、バルーン3の基端側の端部は、封止されて自由端になっており、バルーン2、3の膨張及び収縮に合わせて変位する。なお、バルーン2が膨張し始める空気圧は、バルーン3が膨張し始める空気圧よりも大きくなるように形成されている。従って、バルーン2、3に送気を行う場合、まずバルーン3が膨張し、完全に膨張した後で、バルーン2が膨張する。便宜上、図ではバルーン2を細径の部材とし、バルーン3を太径の部材として示しているが、実際は収縮した状態ではいずれのバルーンも略同一の径を有する。

30

40

【0016】

また、バルーン2とバルーン3は、膨張したときにそれぞれ伸張方向が異なるように形成されている。すなわち、バルーン2は、内視鏡100の軸方向に伸張するように形成されており、バルーン3は、内視鏡100の径方向外側に向かって伸張するように形成されている。また、バルーン1は、バルーン3と同じ伸張特性を有するように形成されている。バルーンの伸縮率や伸張特性は、バルーンの素材を成型する際の加硫行程等において分

50

子結合を任意制御することにより達成する。また、バルーン 2, 3 は、膨張したときに内視鏡 100 の外周面に密接して内視鏡 100 のバルーン 2, 3 に対する摺動を阻害しないようにする必要がある。そこで、螺旋状のバルーン 2, 3 の内径側は、内視鏡 100 の外周面に向かって膨張しないように外径側よりも肉厚に形成する。また、バルーン 2, 3 の内径側に金属製の肉薄のリムを密着させることによって、バルーン 2, 3 が内視鏡 100 の摺動を阻害しないようにすることができる。あるいは、バルーン 2 の内径側を、バルーン 2 の長手方向において肉厚部と肉薄部とが交互に並ぶように形成することでも、バルーン 2 を膨張させたときに、バルーン 2 の内径側が内視鏡 100 の外周面と密着状態にならないようにして、バルーン 2 を軸方向に伸張させることができる。さらに、バルーン 2 を、上記の伸縮性を有する素材ではなく非伸縮性素材を用いた蛇腹チューブとしても、バルーン 2 を膨張させたときに、バルーン 2 の内径側を内視鏡 100 の外周面に密着させることなくバルーン 2 を内視鏡 100 の軸方向に伸張させることができる。

【0017】

内視鏡 100 内には、バルーン 1 ~ 3 に対する送気及び吸気を行うための通気チャンネル 8 が設けられている。通気チャンネル 8 は、内視鏡 100 の操作部 10 に設けられている通気口（図示せず）に通じており、操作部 10 に設けられたこの通気口は、通気チューブ 13 を経由してポンプ 20 に接続されている。通気チャンネル 8 は、内視鏡 100 の体腔内挿入部 14 内を挿通して先端部に延在している。図 1 に示すように、体腔内挿入部 14 の先端部において、通気チャンネル 8 は、その中途部において通気口 5 と接続されている。通気チャンネル 8 は、通気口 5 からさらに先端側に延び、通気口 5 より先端側において環流部 9 を形成している。環流部 9 を形成する通気チャンネル 8 の中途部には、通気口 4 が接続されている。また、環流部 9 において、通気口 4 を挟むように逆止弁 6, 7 が 1 つずつ設けられている。逆止弁 6 は、バルーン 1 ~ 3 への送気時に、操作部 10 の通気口から通気チャンネル 8 を経由して送気された空気を通気口 4 に誘導する際に、当該空気に押される方向にのみ開く弁である。従って、通気チャンネル 8 において下流側をポンプ 20 に近い側とし、上流側を通気口 4 に近い側とすると、逆止弁 6 は通気チャンネル 8 の下流側から通気口 4 に向かう空気の流れのみを許容する。また、逆止弁 7 は、バルーン 1 ~ 3 の吸気時に、通気口 4 から送出されるバルーン 1 内の空気を、通気チャンネル 8 を経由して操作部 10 の通気口からポンプ 20 へ送出する際に、ポンプ 20 の吸引動作によって引かれる方向にのみ開く弁である。従って、逆止弁 7 は、通気口 4 から通気チャンネル 8 の下流側に向かう空気の流れのみを許容する。逆止弁 6, 7 の動作の詳細については後述する。

【0018】

図 2 は、本実施形態における内視鏡 100 を採用した内視鏡システム 200 の概略を示す模式図である。図に示すように、電子内視鏡 100 は、通気チューブ 13 を介してポンプ 20 及び圧力計 21 と接続されており、またコネクタ 12 を介してプロセッサ 30 と接続されている。ポンプ 20 及び圧力計 21 もプロセッサ 30 と接続されている。図 3 は、内視鏡システム 200 の概略の構成を示すブロック図である。プロセッサ 30 の画像処理部 31 は、内視鏡 100 の先端部に設けられている撮像素子（図示せず）からの画像信号を受信して、相関二重サンプリング、オートゲインコントロール、ホワイトバランス、エンハンス（輪郭強調）、γ補正、色調整、ノイズリダクション等の種々の画像処理を施した後、アナログビデオ信号をデジタルビデオ信号に変換して外部のモニタ 40 に観察画像として出力する。プロセッサ 30 の制御部 32 は、内視鏡 100 の操作部 10 に設けられているボタン群 11 の各ボタンやアングルノブ（図示せず）の操作信号を受信して、操作信号に基づいて内視鏡システム 200 内の各部の動作を制御する。術者は、内視鏡 100 の操作部 10 を把持しながらボタン群 11 の各ボタンを操作することにより、患者の体腔内の対象部位の撮像を行ったり、対象部位や対物レンズを洗浄するための送気送水を行ったりする。また、術者は、アングルノブを操作することにより内視鏡 100 の挿入部 14 の湾曲制御を行う。各ボタンには、対象部位用の照明光を生成する光源のオン/オフ、モニタ上の画面のコピーや静止（いわゆるフリーズ）等の内視鏡の操作に係る種々の機能がそれぞれ割り当てられている。施術内容に合わせてボタンに割り当てる機能を変更するこ

10

20

30

40

50

ともできる。

【0019】

ボタン群11には、ポンプ20の送気及び吸気の動作のオン/オフを制御するためのポンプ制御ボタンがあり、プロセッサ30の制御部32は、ポンプ制御ボタンから受信する操作信号に基づいてポンプ20の動作を制御する。また、圧力計21は、通気チューブ13を介して内視鏡100内の通気チャンネル8の空気圧を計測し、計測値を制御部32に送る。制御部32は、受信した計測値に基づいてポンプの送気と吸気を切り替える。さらに、プロセッサ30は、インターフェイス33を介してキーボード等の外部の入力装置50と接続されている。術者は、入力装置50を操作することによりポンプ20の動作を制御したり、患者情報や所見等の文字情報を入力してモニタ40に表示したり、内視鏡システム200内の各処理をユーザ設定に基づいて実行したりすることができる。

10

【0020】

次に、図4及び図5(a)～(f)も参照しながら、本実施形態における内視鏡用挿入補助具の動作について詳述する。内視鏡100を体腔内に挿入した直後等、ポンプを作動させておらずバルーン1～3に対する送気や吸気を行っていない状態では、図5(a)に示すように、バルーン1～3は、いずれも収縮状態にあり、腸壁等の壁面には接していない。術者は、バルーン1～3を収縮状態にしたまま内視鏡100を進行させ、内視鏡100の先端が、例えば、S字、下行、横行、上行の各結腸間の移行部等の湾曲部に到達したところで、内視鏡100の操作部10のボタンや入力装置50を用いてポンプ20の動作を開始する。

20

【0021】

逆止弁6, 7は、バルーン1～3が収縮状態にある場合は、いずれも通気チャンネル8を塞いでいる状態にある。ここで、逆止弁6, 7の開弁圧を、以下の式(4)を満たすように構成する。ここで、逆止弁6の開弁圧とは、逆止弁6がポンプ20の送気によって昇圧した際に開弁するときの空気圧を意味し、逆止弁7の開弁圧とは、逆止弁7がポンプ20の吸気によって減圧した際に開弁するときの空気圧を意味する。

(逆止弁6の開弁圧) < (逆止弁7の開弁圧)・・・(4)

また、バルーン1, 3が膨張を開始する空気圧、バルーン1, 3が完全に膨張する空気圧、バルーン2が膨張を開始する空気圧、バルーン2が完全に膨張する空気圧、逆止弁6の開弁圧を、以下の式(5)を満たすように構成する。

30

(バルーン1, 3が膨張を開始する空気圧) < (バルーン1, 3が完全に膨張する空気圧) < (バルーン2が膨張を開始する空気圧) < (バルーン2が完全に膨張する空気圧) < (逆止弁6の開弁圧)・・・(5)

式(4)及び式(5)より、逆止弁6の開弁圧と逆止弁の開弁圧は、以下の式(6)(特許請求の範囲に記載された式(1)に対応する)を満たす必要があることがわかる。

(バルーン2が完全に膨張する空気圧) < (逆止弁6の開弁圧) < (逆止弁7の開弁圧)・・・(6)

さらに、バルーン1～3は、以下の式(7)を満たすように形成される。

(逆止弁7の開弁圧) < < (バルーン1, 3の耐久圧) (バルーン2の耐久圧)・・・(7)

40

ここで、バルーンの耐久圧とは、膨張によってもバルーンが破裂するおそれのない空気圧を意味する。また、圧力計21の計測値をqとする。なお、以下に説明するように、本実施形態においてポンプ20の送気と吸気における空気の流れ方向を考慮する必要はなく、計測値qの大きさのみを評価するために以下の式では計測値の絶対値を取る。

【0022】

説明の都合上、本実施形態では、図5(a)に示す状態からポンプの動作を開始することとする。図5(a)に示す状態では、バルーン1～3はいずれも収縮状態にあるため、ポンプ20の動作を開始する際の圧力計21の計測値qは、逆止弁6の開弁圧よりも小さい値となる。この状態で、ポンプ20は制御部32の制御に基づいて送気動作を開始する(ステップS101)。

50

【 0 0 2 3 】

ポンプ 2 0 が送気を開始すると、ポンプ 2 0 から送出される空気は、通気チューブ 1 3 及び通気チャネル 8 を経由して内視鏡 1 0 0 の先端部に到達する。なお、ポンプ 2 0 が送気を開始すると、制御部 3 2 はステップ S 1 0 3 に進み、以下の式 (8) による判定を行う。

$$|q| > (\text{逆止弁 6 の開弁圧}) + \alpha \cdots (8)$$

ここで、 α は以下の式 (9) を満たすように設定される。

$$\alpha < (\text{逆止弁 7 の開弁圧}) - (\text{逆止弁 6 の開弁圧}) \cdots (9)$$

α をこのように設定することにより、ポンプ 2 0 の送気中に逆止弁 7 が開弁することがなくなる。そして、 $(\text{逆止弁 6 の開弁圧}) + \alpha$ が、ポンプ 2 0 の動作を送気から吸気に切り替える際の閾値となる。式 (8) 及び式 (9) より、この閾値を $T (= (\text{逆止弁 6 の開弁圧}) + \alpha)$ とすると以下の式 (1 0) (特許請求の範囲に記載された式 (2) に対応する) が成り立つ。

$$(\text{逆止弁 6 の開弁圧}) < T < (\text{逆止弁 7 の開弁圧}) \cdots (10)$$

制御部 3 2 は、圧力計 2 1 の計測値 q が式 (8) を満たすか否かの判定を繰り返し行い、計測値 q が式 (8) を満たす状態になるまで、ポンプ 2 0 の送気動作を続行する。

【 0 0 2 4 】

ところで、送気開始直後の圧力計 2 1 の計測値 q は、以下の式 (1 1) を満たす状態である。

$$|q| < (\text{バルーン 1 , 3 が膨張を開始する空気圧}) \cdots (11)$$

従って、通気チャネル 8 内の空気圧は、逆止弁 6 , 7 を開弁する圧力を超えていないため、逆止弁 6 , 7 は閉じた状態を維持する。そこで、内視鏡 1 0 0 の先端部に送気された空気は通気口 5 からバルーン 2 , 3 に送り込まれる。そして、空気がバルーン 2 , 3 内に送り込まれ続けると、バルーン 2 , 3 内、通気チャネル 8 内、通気チューブ 1 3 内の空気圧が上昇して、圧力計 2 1 の計測値 q は以下の式 (1 2) を満たす。

$$(\text{バルーン 1 , 3 が膨張を開始する空気圧}) < |q| < (\text{バルーン 2 が膨張を開始する空気圧}) \cdots (12)$$

従って、最初にバルーン 3 が膨張する。ポンプ 2 0 は送気し続け、逆止弁 6 , 7 は閉じたままであるため、空気はバルーン 2 , 3 に送り込まれ続ける。バルーン 3 が膨張し切ると、図 5 (b) に示すように、バルーン 3 の外径側の面が体腔内の壁面に当接した状態となる。よって、バルーン 3 により、内視鏡 1 0 0 と体腔内の壁面との相対位置が固定される。この状態では、依然として逆止弁 6 , 7 は閉じたままであり、圧力計 2 1 の計測値 q は式 (8) を満たさない状態であるため、ポンプ 2 0 はさらに送気を続行し、バルーン 2 , 3 内、通気チャネル 8 内、通気チューブ 1 3 内の空気圧はさらに上昇する。

【 0 0 2 5 】

すると、圧力計 2 1 の計測値 q が以下の式 (1 3) を満たす状態になる。

$$(\text{バルーン 2 が膨張を開始する空気圧}) < |q| < (\text{逆止弁 6 の開弁圧}) \cdots (13)$$

ここで、ポンプ 2 0 から送出される空気はバルーン 2 , 3 に送り込まれるが、バルーン 3 は完全に膨張しているため、続いてバルーン 2 が膨張を開始する。バルーン 2 は、膨張を開始すると、内視鏡 1 0 0 の軸方向に伸張する。ここで、バルーン 3 は体腔内の壁面に当接して固定されているため、図 5 (c) に示すように、バルーン 2 は内視鏡 1 0 0 の先端側に伸張する。空気がバルーン 2 に送り込まれ続けている間、バルーン 2 の伸張動作が続く、内視鏡 1 0 0 はバルーン 2 の伸張した長さ分だけ体腔内を進行する。そして、バルーン 2 が膨張し切ったとき、圧力計 2 1 の計測値 q は以下の式 (1 4) を満たす。

$$(\text{バルーン 2 が膨張を開始する空気圧}) < |q| = (\text{バルーン 2 が完全に膨張する空気圧}) < (\text{逆止弁 6 の開弁圧}) \cdots (14)$$

この状態でも、逆止弁 6 , 7 は閉じたままであり、圧力計 2 1 の計測値 q は式 (8) を満たさない状態であるため、ポンプ 2 0 はさらに送気を続行する。バルーン 2 , 3 が完全に膨張して逆止弁 6 , 7 が閉じた状態でポンプ 2 0 が送気し続けるため、バルーン 2 , 3 内、通気チャネル 8 内、通気チューブ 1 3 内の空気圧が上昇し、圧力計 2 1 の計測値 q も上

10

20

30

40

50

昇し続ける。

【 0 0 2 6 】

ポンプ 2 0 が送気し続けていくと、圧力計 2 1 の計測値 q が以下の式 (1 5) を満たす状態になる。

$$(\text{逆止弁 6 の開弁圧}) < |q| \quad (\text{逆止弁 6 の開弁圧}) + \alpha = T \cdots (15)$$

式 (1 5) を満たす状態になったところで、逆止弁 6 が開弁する。式 (1 5) を満たす状態では、式 (8) は満たさないため、逆止弁 6 が開弁した状態でポンプ 2 0 は送気を続行する。なお、逆止弁 6 は開弁するが、式 (4) , (8) , (1 5) より、逆止弁 7 は閉じたままである。従って、ポンプ 2 0 から送出される空気は逆止弁 6 及び通気口 4 を経由してバルーン 1 に送り込まれる。式 (5) より、バルーン 1 に空気が送り込まれ始めるとバルーン 1 が完全に膨張するまで空気が送り込まれ続けることがわかる。バルーン 1 が膨張し切ったとき、図 5 (d) に示すように、バルーン 1 も体腔内の壁面に当接した状態となる。式 (8) を満たさない状態は続いており、バルーン 1 は完全に膨張しているため、ポンプ 2 0 は送気を続行し、通気チャネル 8 及び通気チューブ 1 3 の空気圧はさらに上昇し続け、圧力計 2 1 の計測値 q も上昇し続ける。

【 0 0 2 7 】

圧力計 2 1 の計測値 q が上昇して、式 (8) を満たす状態になると、制御部 3 2 はステップ S 1 0 5 に移行し、ポンプ 2 0 の動作を送気から吸気に切り替える。ポンプ 2 0 が吸気動作を開始した直後は、逆止弁 6 が閉じるが、以下の式 (1 6) を満たす状態であるため、逆止弁 7 は閉じた状態のままである。

$$|q| < (\text{逆止弁 7 の開弁圧}) \cdots (16)$$

従って、ポンプ 2 0 は、まずバルーン 2 , 3 内に充填された空気の吸気を行う。バルーン 2 , 3 内の空気が通気口 5 、通気チャネル 8 、通気チューブ 1 3 を経由してポンプ 2 0 に吸気されると、バルーン 2 , 3 は収縮し、図 5 (e) に示すように、バルーン 3 と体腔内の壁面との当接が解除されるとともに、バルーン 2 は内視鏡 1 0 0 の軸方向に収縮する。ここで、逆止弁 6 , 7 がいずれも閉じた状態であることからバルーン 1 は体腔内の壁面と当接した状態が維持される。従って、バルーン 2 はバルーン 1 側に収縮しつつ、バルーン 3 をバルーン 1 側に引き寄せる。

【 0 0 2 8 】

バルーン 2 , 3 の吸気が完了してバルーン 2 , 3 が完全に収縮すると、バルーン 2 , 3 は図 1 に示すポンプ 2 0 の動作前の初期位置に戻る。そして、圧力計 2 1 の計測値 q は依然として式 (1 5) を満たす状態にある。また、逆止弁 6 , 7 はいずれも閉じた状態であるため、ポンプ 2 0 の吸気圧は上昇していく。そして、吸気圧が上昇して計測値 q が以下の式 (1 7) を満たす状態になる。

$$(\text{逆止弁 7 の開弁圧}) < |q| \cdots (17)$$

このとき、逆止弁 7 が開弁する。なお、逆止弁 6 は閉じたままの状態が維持される。ここで、制御部 3 2 は、ステップ S 1 0 7 に移行し、吸気圧がポンプ 2 0 の吸気の圧力限界、すなわち吸気限界に達したか否かを判定し、吸気圧がポンプ 2 0 の吸気の圧力限界に達するまでポンプ 2 0 の吸気動作を続行する。なお、逆止弁 7 の開弁圧とポンプ 2 0 の吸気限界の圧力は、以下の式 (1 8) (特許請求の範囲に記載された式 (3) に対応する) を満たす。

$$(\text{逆止弁 7 の開弁圧}) < (\text{ポンプ 2 0 の吸気限界}) \cdots (18)$$

【 0 0 2 9 】

逆止弁 7 が開弁すると、バルーン 1 内の空気が通気口 4 、逆止弁 7 、通気チャネル 8 、通気チューブ 1 3 を経由してポンプ 2 0 に吸気される。バルーン 1 は収縮を開始し、体腔内の壁面との当接が解除される。バルーン 1 が完全に収縮した状態では、バルーン 1 ~ 3 の内視鏡 1 0 0 に対する位置は、図 5 (a) に示す位置と同じになり、ポンプ 2 0 の動作を開始する前の初期位置に戻る。ポンプ 2 0 はなおも吸気し続けるが、バルーン 1 ~ 3 内には空気が残留していないため、吸気圧が上昇し続ける。そして、吸気圧がポンプ 2 0 の吸気限界に達すると、制御部 3 2 は、再びステップ S 1 0 1 に戻り、ポンプ 2 0 の動作を

吸気から送気に切り替える。ポンプ 20 が送気動作を開始すると、再び上記の順序で各部の処理や動作が繰り返され、内視鏡 100 は体腔内を進行していく。

【0030】

なお、制御部 32 は、ポンプ 20 を送気も吸気も行わない状態で維持するように制御することもできる。これにより通気チューブ 13、通気チャネル 8、バルーン 1～3 内の空気圧を一定に保つことができる。従って、上記の処理及び動作の任意のタイミング、例えばバルーン 1、3 が体腔内の壁面と当接している際等に、ポンプ 20 の送気又は吸気を一時停止することにより、体腔内における内視鏡 100 の位置を固定することができるため、対象部位の撮像をより良好に行って施術効率を向上させることもできる。なお、ポンプ 20 の一時停止のオン/オフは、内視鏡 100 の操作部 10 のボタン群 11 のボタンやプロセッサ 30 に接続されている入力装置 50、プロセッサ 30 が操作パネル（図示せず）を備える場合は操作パネル上のボタン等を操作することにより行うことができる。

10

【0031】

以上が、本発明の実施形態に関する説明である。なお、本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲においてさまざまな変形が可能である。例えば、形状記憶加工を施した素材によりバルーンを形成することでバルーンの膨張及び伸縮動作をより円滑に行うことができる。

【符号の説明】

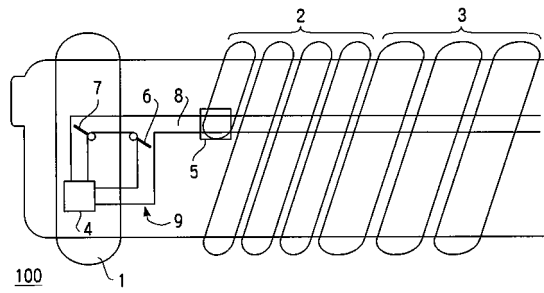
【0032】

- 1～3 バルーン
- 4, 5 通気口
- 6, 7 逆止弁
- 8 通気チャネル
- 9 環流部
- 10 操作部
- 11 ボタン群
- 14 挿入部
- 20 ポンプ
- 21 圧力計
- 32 制御部
- 50 入力装置
- 100 内視鏡
- 200 内視鏡システム

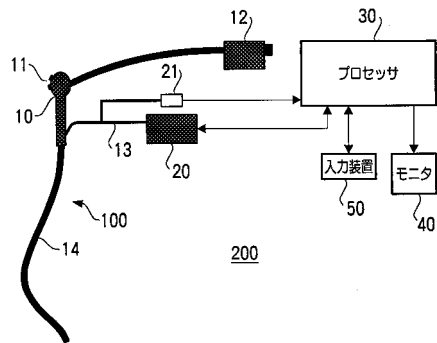
20

30

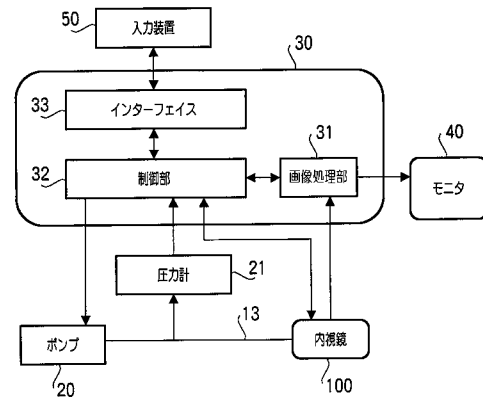
【図 1】



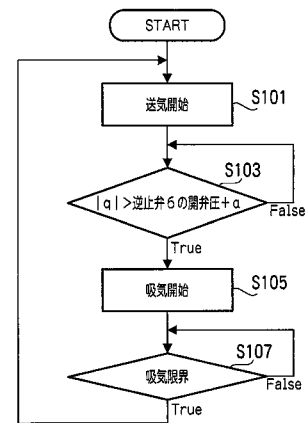
【図 2】



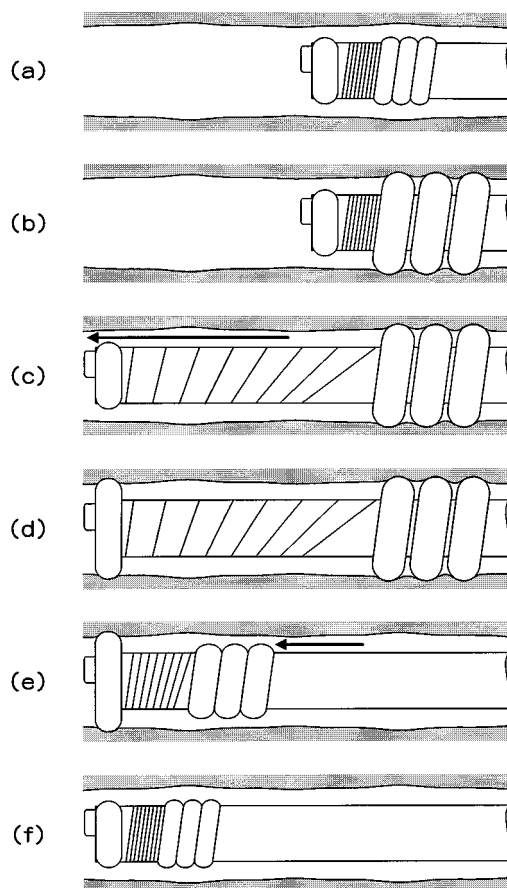
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

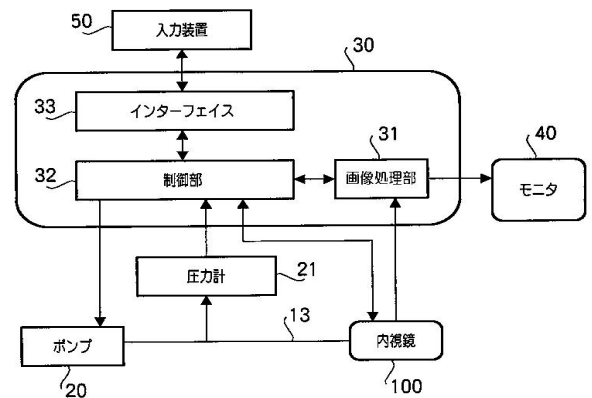
A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	内窥镜插入辅助工具		
公开(公告)号	JP5481234B2	公开(公告)日	2014-04-23
申请号	JP2010050376	申请日	2010-03-08
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	下田代真哉		
发明人	下田代 真哉		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.C A61B1/01.513 A61B1/015		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/GG25 4C061/HH02 4C061/HH05 4C061/HH13 4C161/AA04 4C161/GG25 4C161/HH02 4C161/HH05 4C161/HH13		
其他公开文献	JP2011182913A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜插入辅助装置，通过控制体腔内的气囊的空气供给和进气，使内窥镜能够顺畅地插入体腔内。ŽSOLUTION：内窥镜插入辅助装置包括：圆形气球，安装在内窥镜远端的外周表面上;螺旋气囊可滑动地缠绕在远端的外周表面上;控制部分用于控制对各个气球的空气供给和进气。螺旋球囊包括沿远端的轴向延伸的第一部分和沿远端的径向向外延伸的第二部分。在第一部分中开始膨胀的空气压力设定为高于在第二部分中的空气压力。控制部分控制空气供给和进气，使得第二部分首先膨胀以邻接体腔的内壁表面，第一部分接下来膨胀以将远端深入插入体腔，之后，圆形气球膨胀以邻接在体腔的内壁表面上，并且螺旋气囊收缩，同时保持邻接状态以在远端的外周表面上朝向远端的远端侧滑动。内窥镜。Ž

【 図 3 】



【 図 4 】