

(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2008-200127

(P2008-200127A)

(43) 公開日 平成20年9月4日(2008.9.4)

(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 3 2 B

2H040

GO 2 B 23/24 (2006.01)

G O 2 B 23/24

A

4 C O 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2007-36925 (P2007-36925)

(22) 出願日 平成19年2月16日 (2007. 2. 16)

(71) 出願人 304050923

オリンパスメディカルシステムズ株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦

(74) 代理人 100091351

弁理士 河野 哲

(74) 代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74) 代理人 100108855

弁理士 蔵田 昌俊

(74) 代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74) 代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

[最終頁に続く](#)

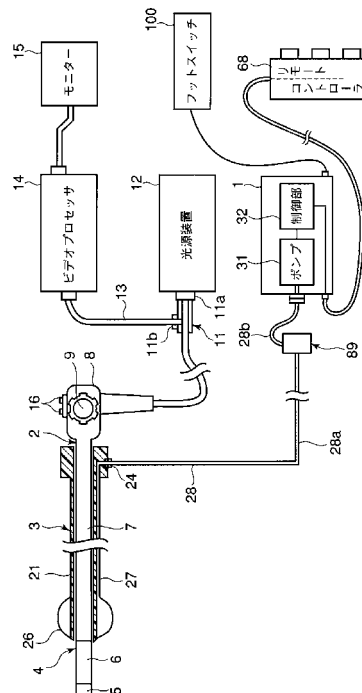
(54) 【発明の名称】 医療装置

(57) 【要約】

【課題】本発明は、体液が吸引管路内に逆流した場合であっても適切に液体を回収できるうえ、製造コストの上昇を抑えることができる医療装置を提供することを最も主要な特徴とする。

【解決手段】バルーン制御装置 1 の吸引動作中に、バルーン 2 6 が破れ、体液が給排チューブ 2 8 内に逆流した場合には、解除手段によって予め設定された所定時間（例えば 2 0 秒）経過後に、ポンプ 3 1 が停止され、ボトル 8 9 内への液体の吸引動作が解除される。これにより、ボトル 8 9 内への液体の回収量を所定の容量内に収めるようにしている。そのため、体液が給排チューブ 2 8 内に逆流した場合であってもボトル 8 9 内から体液が溢れることがなく、ボトル 8 9 内へ適切に液体を回収できるようにしたものである。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

液体の給排用の開口端が形成された医療器具と、
一端側が前記医療器具の前記開口端に連通された流体給排用の管路と、
前記管路を介して吸引を行うために圧力差を発生させる圧力源と、
少なくとも前記医療器具の前記開口端からの吸引動作を指示する指示手段からの指示に応じて、前記圧力源が発生する圧力差に基づき前記管路を通して前記開口端からの吸引動作を制御する制御部と、

前記管路に連通されるとともに、液体を貯留する予め設定された所定の容量を有し、前記制御部の制御に基づく吸引動作に伴い前記管路内を移動する液体を回収する貯留手段と

10

、
前記貯留手段内への前記液体の回収量を前記所定の容量内に収めるために、前記貯留手段内への前記液体の吸引動作を解除する解除手段と、

を具備することを特徴とする医療装置。

【請求項 2】

前記医療器具は、体腔内に挿入される挿入部を有し、

前記挿入部は、前記圧力差に応じて膨張収縮するバルーンを備え、

前記管路は、前記圧力源と前記バルーンとの間を連通することを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。

20

【請求項 3】

前記解除手段は、予め設定された所定時間経過後に、前記圧力源を停止する手段と、前記管路を遮断する手段と、前記管路の外部へリークする手段のうち少なくともいずれか 1 つを有することを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。

【請求項 4】

前記貯留手段は、液体回収用のボトルであって、

前記医療装置の本体は、前記ボトルを回転可能に保持するボトル保持部を有し、

前記管路の移動に応じて前記ボトル保持部に対して前記ボトルが回転可能であることを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。

【請求項 5】

前記ボトルは、前記所定時間内に回収される液体の液面に対して、前記管路と接続する接続部の端面が所定距離離間した位置に配置されていることを特徴とする請求項 4 に記載の医療装置。

30

【請求項 6】

前記管路は、前記医療器具の内部管路に接続された医療器具側管路と、前記圧力源に接続された圧力源側管路とを有し、

前記ボトルは、円筒状のボトル本体を有し、

前記ボトル保持部は、前記ボトル本体の中心線が鉛直方向に立設される状態で前記ボトル本体を前記中心線の軸回り方向に回転可能に保持する C 字状のボトルホルダを有し、

前記ボトル本体は、上端面に前記圧力源側管路との接続部が配設され、外周面に前記医療器具側管路との接続部が配設されていることを特徴とする請求項 5 に記載の医療装置。

40

【請求項 7】

前記医療装置の本体は、前記圧力源と、前記制御部とを収容するボックス状の外装ケースを有し、

前記ケースは、前面に前記ボトルを収容する凹陷状のボトル収容凹部と、前記指示手段の装着部と、前記圧力源側管路の引き出し部とを有し、

前記 C 字状のボトルホルダは、前記ボトル収容凹部に装着されていることを特徴とする請求項 6 に記載の医療装置。

【請求項 8】

前記ボトル本体は、前記圧力源側管路との接続部の内端部と、前記医療器具側管路との接続部の内端部とがそれぞれ前記所定時間内に前記ボトル本体内に回収される液体の液面

50

よりも上側に配置されていることを特徴とする請求項 6 に記載の医療装置。

【請求項 9】

前記医療器具は、内視鏡の挿入部と、前記内視鏡の挿入部に装着されるオーバーチューブとを有し、

前記バルーンは、前記オーバーチューブに装着されていることを特徴とする請求項 2 に記載の医療装置。

【請求項 10】

前記圧力源は、ポンプによって形成され、

前記圧力源側管路は、少なくとも前記ポンプの吐出圧力を前記ボトル側に作用させる送気流路と、前記ポンプの吸引圧力を前記ボトル側に作用させる吸引流路とを有し、

前記制御部は、前記指示手段からの指示に応じて、前記送気流路と吸引流路とを切替える切替え手段を有することを特徴とする請求項 6 に記載の医療装置。

【請求項 11】

前記指示手段は、少なくとも前記医療装置本体の前記ケースに固定された第 1 のコントローラと、前記医療装置本体に接続されたりモートコントローラである第 2 のコントローラとを有することを特徴とする請求項 7 に記載の医療装置。

【請求項 12】

前記指示手段は、前記医療装置本体に接続されたフットスイッチである第 3 のコントローラを有することを特徴とする請求項 11 に記載の医療装置。

【請求項 13】

前記圧力源側管路は、前記管路内の圧力が予め設定された設定圧力よりも小さい状態で、バルブが閉じた状態で保持され、前記設定圧力よりも大きくなるとバルブが開くリリーフバルブを有し、

前記リリーフバルブは、前記圧力源側管路内における最も前記ボトル側に近い位置に配置されていることを特徴とする請求項 6 に記載の医療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば、体腔内への内視鏡の挿入を補助するための挿入具などの医療器具に取付けたバルーンに空気を給排し、バルーンを膨張、収縮させる際に使用される圧力源が内蔵された医療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、例えば、小腸のような体内の奥深い管腔臓器内に内視鏡の挿入部を挿入する際には、挿入部の挿入を補助する挿入具が用いられる。特許文献 1 には、挿入具としてのオーバーチューブが開示されている。このオーバーチューブには、内視鏡の挿入部が進退自在に挿通される。オーバーチューブの先端部および内視鏡の挿入部の先端部にはそれぞれバルーンが装着されている。オーバーチューブの先端部のバルーンや、内視鏡の挿入部の先端部のバルーンにはそれぞれ別々のエア供給チューブを介して空気が給排される。

【0003】

体内への挿入時には、オーバーチューブに挿入部を挿入した状態で、オーバーチューブと挿入部とを体腔内へと挿入する。続いて、オーバーチューブと挿入部とを交互に前進させて、体腔の深部へと挿入していく。このとき、必要に応じて、バルーンへと空気を給排し、バルーンを膨張させて体腔内面と係止させる動作と、バルーンを収縮させて体腔内面との係止を解除する動作とが行われる。

【0004】

さらに、特許文献 1 には、エア供給吸引装置からバルーンへ空気を給排する管路の中途部分に液溜め用タンクが接続されている。これにより、バルーンが破れ、体液が管路内に逆流した場合にこの体液を液溜め用タンク内に溜めることにより、体液がエア供給吸引装置に逆流することを阻止することができるようになっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

また、特許文献 2 には、内視鏡の吸引管路内に体液等を回収するための吸引ボトルが配設されている。ここでは、吸引ボトルの近傍に液面センサが設けられている。この液面センサにより吸引ボトルの内部の液面の高さを検知することにより、吸引ボトルの満水を検知する検知手段が記載されている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 3 2 9 7 2 0

【特許文献 2】特開 2 0 0 0 - 3 0 5 6 2 3

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

10

特許文献 1 の装置では、バルーンに穴が開き、体液が逆流した場合に液溜め用タンク内に体液を溜めることにより、体液がエア供給吸引装置に逆流することを阻止することができる。しかしながら、吸引の連続動作時には、回収する液体が液溜め用タンクの容量を超える場合があるため、吸引時には液溜め用タンクの容量を超える連続吸引が行われないように注意する必要がある、その操作が面倒である。

【 0 0 0 7 】

特に、連続吸引の際には、比較的多量の液体を回収するケースがある。そのため、このような場合には、液溜め用タンクの容量を超える吸引を行ってしまう可能性があり、この体液がエア供給吸引装置の吸引ポンプ側に逆流する可能性がある。

【 0 0 0 8 】

20

特許文献 2 の装置では、吸引ボトルの近傍に液面センサなどの検知手段を設ける必要がある、検知手段を設けた場合には装置全体の構成が複雑になり、高額になる可能性がある。

【 0 0 0 9 】

本発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的は、体液が吸引管路内に逆流した場合であっても適切に液体を回収できるうえ、製造コストの上昇を抑えることができる医療装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

30

請求項 1 の発明は、液体の給排用の開口端が形成された医療器具と、一端側が前記医療器具の前記開口端に連通された流体給排用の管路と、前記管路を介して吸引を行うために圧力差を発生させる圧力源と、少なくとも前記医療器具の前記開口端からの吸引動作を指示する指示手段からの指示に応じて、前記圧力源が発生する圧力差に基づき前記管路を通して前記開口端からの吸引動作を制御する制御部と、前記管路に連通されるとともに、液体を貯留する予め設定された所定の容量を有し、前記制御部の制御に基づく吸引動作に伴い前記管路内を移動する液体を回収する貯留手段と、前記貯留手段内への前記液体の回収量を前記所定の容量内に収めるために、前記貯留手段内への前記液体の吸引動作を解除する解除手段と、を具備することを特徴とする医療装置である。

そして、本請求項 1 の発明では、制御部の制御に基づく吸引動作に伴い管路内を移動する液体を所定の容量を有する貯留手段に回収する際に、解除手段によって貯留手段内への液体の吸引動作を解除することにより、貯留手段内への液体の回収量を所定の容量内に収めるようにしたものである。

40

【 0 0 1 1 】

請求項 2 の発明は、前記医療器具は、体腔内に挿入される挿入部を有し、前記挿入部は、前記圧力差に応じて膨張収縮するバルーンを備え、前記管路は、前記圧力源と前記バルーンとの間を連通することを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置である。

そして、本請求項 2 の発明では、圧力源とバルーンとの間を連通する管路を介して医療器具の挿入部のバルーンに圧力差を伝達し、圧力差に応じてバルーンを膨張収縮するようにしたものである。

【 0 0 1 2 】

50

請求項 3 の発明は、前記解除手段は、予め設定された所定時間経過後に、前記圧力源を停止する手段と、前記管路を遮断する手段と、前記管路の外部へリークする手段のうち少なくともいずれか 1 つを有することを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置である。

そして、本請求項 3 の発明では、解除手段の動作時には、予め設定された所定時間経過後に、前記圧力源を停止する手段と、前記管路を遮断する手段と、前記管路の外部へリークする手段のうち少なくともいずれか 1 つを動作させるようにしたものである。

【 0 0 1 3 】

請求項 4 の発明は、前記貯留手段は、液体回収用のボトルであって、前記医療装置の本体は、前記ボトルを回動可能に保持するボトル保持部を有し、前記管路の移動に応じて前記ボトル保持部に対して前記ボトルが回動可能であることを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置である。

10

そして、本請求項 4 の発明では、医療装置の本体のボトル保持部によって貯留手段の液体回収用のボトルを回動可能に保持することにより、管路の移動に応じてボトル保持部に対してボトルが回動できるようにして管路が邪魔にならないようにしたものである。

【 0 0 1 4 】

請求項 5 の発明は、前記ボトルは、前記所定時間内に回収される液体の液面に対して、前記管路と接続する接続部の端面が所定距離離間した位置に配置されていることを特徴とする請求項 4 に記載の医療装置である。

そして、本請求項 5 の発明では、解除手段の動作時まで所定時間内にボトル内に回収される液体の液面に対して、管路と接続する接続部の端面が所定距離離間した位置に配置されることにより、ボトルを横に倒したり、ひっくり返してもボトル内に回収される液体の液面に対して、管路と接続する接続部の端面が液体の液面から突出した状態になり、ボトル内に回収される液体が漏れないようにしたものである。

20

【 0 0 1 5 】

請求項 6 の発明は、前記管路は、前記医療器具の内部管路に接続された医療器具側管路と、前記圧力源に接続された圧力源側管路とを有し、前記ボトルは、円筒状のボトル本体を有し、前記ボトル保持部は、前記ボトル本体の中心線が鉛直方向に立設される状態で前記ボトル本体を前記中心線の軸回り方向に回動可能に保持する C 字状のボトルホルダを有し、前記ボトル本体は、上端面に前記圧力源側管路との接続部が配設され、外周面に前記医療器具側管路との接続部が配設されていることを特徴とする請求項 5 に記載の医療装置である。

30

そして、本請求項 6 の発明では、ボトル保持部の C 字状のボトルホルダによって円筒状のボトル本体を中心線の軸回り方向に回動可能に保持することにより、ボトル本体の外周面の接続部に接続された医療器具側管路の移動に応じてボトル保持部に対してボトルが回動できるようにして管路が邪魔にならないようにしたものである。

【 0 0 1 6 】

請求項 7 の発明は、前記医療装置の本体は、前記圧力源と、前記制御部とを収容するボックス状の外装ケースを有し、前記ケースは、前面に前記ボトルを収容する凹陷状のボトル収容凹部と、前記指示手段の装着部と、前記圧力源側管路の引き出し部とを有し、前記 C 字状のボトルホルダは、前記ボトル収容凹部に装着されていることを特徴とする請求項 6 に記載の医療装置である。

40

そして、本請求項 7 の発明では、医療装置の本体のボックス状の外装ケースの前面に凹陷状のボトル収容凹部と、指示手段の装着部と、圧力源側管路の引き出し部とを設け、凹陷状のボトル収容凹部に C 字状のボトルホルダを装着し、ボトル収容凹部にボトルを収容できるようにしたものである。

【 0 0 1 7 】

請求項 8 の発明は、前記ボトル本体は、前記圧力源側管路との接続部の内端部と、前記医療器具側管路との接続部の内端部とがそれぞれ前記所定時間内に前記ボトル本体内に回収される液体の液面よりも上側に配置されていることを特徴とする請求項 6 に記載の医療装置である。

50

そして、本請求項 8 の発明では、解除手段の動作時までに所定時間内にボトル内に回収される液体の液面に対して、圧力源側管路との接続部の内端部と、医療器具側管路との接続部の内端部とがそれぞれボトル本体内に回収される液体の液面よりも上側に配置されていることにより、ボトル内に回収される液体が漏れないようにしたものである。

【0018】

請求項 9 の発明は、前記医療器具は、内視鏡の挿入部と、前記内視鏡の挿入部に装着されるオーバーチューブとを有し、前記バルーンは、前記オーバーチューブに装着されていることを特徴とする請求項 2 に記載の医療装置である。

そして、本請求項 9 の発明では、医療器具は内視鏡の挿入部にオーバーチューブを装着し、オーバーチューブにバルーンを装着するようにしたものである。

10

【0019】

請求項 10 の発明は、前記圧力源は、ポンプによって形成され、前記圧力源側管路は、少なくとも前記ポンプの吐出圧力を前記ボトル側に作用させる送気流路と、前記ポンプの吸引圧力を前記ボトル側に作用させる吸引流路とを有し、前記制御部は、前記指示手段からの指示に応じて、前記送気流路と吸引流路とを切替える切替え手段を有することを特徴とする請求項 6 に記載の医療装置である。

そして、本請求項 10 の発明では、圧力源側管路に少なくとも前記ポンプの吐出圧力を前記ボトル側に作用させる送気流路と、前記ポンプの吸引圧力を前記ボトル側に作用させる吸引流路とを設け、指示手段からの指示に応じて、制御部の切替え手段によって送気流路と吸引流路とを切替えることにより、送気時と吸引時とで 1 つのポンプを共用できるようにしてポンプの数を減らすようにしたものである。

20

【0020】

請求項 11 の発明は、前記指示手段は、少なくとも前記医療装置本体の前記ケースに固定された第 1 のコントローラと、前記医療装置本体に接続されたりモートコントローラである第 2 のコントローラとを有することを特徴とする請求項 7 に記載の医療装置である。

そして、本請求項 11 の発明では、少なくとも医療装置本体のケースに固定された第 1 のコントローラと、医療装置本体に接続されたりモートコントローラである第 2 のコントローラとを有する 2 つの指示手段によってそれぞれ医療器具の開口端からの吸引動作を指示できるようにしたものである。

30

【0021】

請求項 12 の発明は、前記指示手段は、前記医療装置本体に接続されたフットスイッチである第 3 のコントローラを有することを特徴とする請求項 11 に記載の医療装置である。

そして、本請求項 12 の発明では、医療装置本体に接続されたフットスイッチである第 3 のコントローラの指示手段でも医療器具の開口端からの吸引動作を指示できるようにしたものである。

【0022】

請求項 13 の発明は、前記圧力源側管路は、前記管路内の圧力が予め設定された設定圧力よりも小さい状態で、バルブが閉じた状態で保持され、前記設定圧力よりも大きくなるとバルブが開くリリーフバルブを有し、前記リリーフバルブは、前記圧力源側管路内における最も前記ボトル側に近い位置に配置されていることを特徴とする請求項 6 に記載の医療装置である。

40

そして、本請求項 13 の発明では、圧力源側管路に管路内の圧力が予め設定された設定圧力よりも小さい状態で、バルブが閉じた状態で保持され、前記設定圧力よりも大きくなるとバルブが開く機械的なリリーフバルブを設けることにより、電子的な制御を受けず、管路内の圧力状態の変化だけでバルブが開くようにするとともに、圧力源側管路内における最も前記ボトル側に近い位置にリリーフバルブを配置することにより、安全性の向上を図るようにしたものである。

【発明の効果】

50

【 0 0 2 3 】

本発明によれば、体液が吸引管路内に逆流した場合であっても適切に液体を回収できる
うえ、製造コストの上昇を抑えることができる医療装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 4 】

以下、本発明の第 1 の実施の形態を図 1 乃至図 2 6 を参照して説明する。図 1 は本実施
の形態の医療装置であるバルーン制御装置 1 が組み込まれた内視鏡システム全体の概略構
成を示す。

【 0 0 2 5 】

図 1 及び図 2 中で、参照符号 2 は内視鏡、3 は内視鏡 2 の挿入を補助する挿入具として
のオーバーチューブである。内視鏡 2 は、体腔内に挿入される細長い挿入部 4 を有する。
この挿入部 4 は、硬性の先端硬性部 5 と、湾曲作動される湾曲部 6 と、長尺で可撓性を有
する可撓管部 7 とを有する。先端硬性部 5 と、湾曲部 6 と、可撓管部 7 とを先端側から順
に連結することにより挿入部 4 が形成されている。

【 0 0 2 6 】

挿入部 4 の基端部は、操作者に把持操作される操作部 8 に連結されている。操作部 8 に
は、湾曲部 6 を湾曲操作するための湾曲操作ノブ 9 等が配設されている。操作部 8 からユ
ニバーサルコード 10 が延出されている。ユニバーサルコード 10 の延出端部にはコネク
タ部 11 が配設されている。コネクタ部 11 は光源コネクタ 11 a と、電気コネクタ 11
b とを有する。光源コネクタ 11 a は光源装置 12 に接続されている。光源装置 12 から
の照明光は、光源コネクタ 11 a から内視鏡 2 の先端部まで延設されている図示しないラ
イトガイドに伝達されて、内視鏡 2 の先端部から照射される。電気コネクタ 11 b は電気
ケーブル 13 を介してビデオプロセッサ 14 に接続されている。内視鏡 2 の先端部の図示
しない撮像ユニットで得られた画像信号は、内視鏡 2 の先端部から電気コネクタ 11 b ま
で延設されている信号ケーブル及び電気ケーブル 13 を介して、ビデオプロセッサ 14 へ
と出力される。ビデオプロセッサ 14 は、入力された画像信号を処理して、モニターに観
察画像を表示させる。なお、内視鏡 2 の操作部 8 には、ビデオプロセッサ 14 を操作す
るための各種スイッチ 16 が配設されている。

【 0 0 2 7 】

オーバーチューブ 3 は、その本体をなす管状部材 21 を有する。この管状部材 21 の内
腔に、内視鏡 2 の挿入部 4 が基端開口から先端開口へと進退自在に挿通される。管状部材
21 の先端部には、先端キャップ 22 が配設されている。

【 0 0 2 8 】

管状部材 21 の基端部には送水口金 23 と、送気口金 24 とが配設されている。送水口
金 23 は、液体移送路としての液体供給路 25 を介して管状部材 21 の内腔に連通されて
いる。そして、液体移送装置としての図示しないシリンジ等によって、送水口金 23 から
液体供給路 25 を介して管状部材 21 の内腔に潤滑剤を供給することが可能となっている
。

【 0 0 2 9 】

管状部材 21 の先端部には、バルーン 26 が外装されている。管状部材 21 の周壁部に
は送気口金 24 とバルーン 26 との間を連結する気体移送路としての気体給排路 27 が配
設されている。送気口金 24 から気体給排路 27 を介して空気を給排することで、バル
ーン 26 を膨張、収縮させることが可能となっている。

【 0 0 3 0 】

送気口金 24 には、気体用チューブとしての給排チューブ（流体給排用の管路）28 を
介してバルーン制御装置 1 が接続されている。このバルーン制御装置 1 は、給排チューブ
28 へと気体を給排するポンプ 31（圧力源）を含む流体回路 33（図 11 に示す）と、
ポンプ 31 が発生する圧力差に基づき給排チューブ 28 を通して開口端からの吸引動作を
制御する制御部 32 とを有する。

【 0 0 3 1 】

10

20

30

40

50

制御部 3 2 は、バルーン制御装置 1 内に組み込まれたバルーン制御用の流体回路 3 3 と、この流体回路 3 3 内に組み込まれた各構成機器の制御を行う基板 3 4 (図 1 2 に示す) とを有する。

【 0 0 3 2 】

図 1 1 は、バルーン制御装置 1 内に組み込まれたバルーン 2 6 の制御用の流体回路 3 3 を示す。流体回路 3 3 は、1 つの前記ポンプ 3 1 と、5 つ (第 1 ~ 第 5) ピンチバルブ V 1 ~ V 5 と、1 つのリリーフバルブ V 6 と、1 つの圧力センサ 3 5 とを有する。

【 0 0 3 3 】

第 1 ~ 第 5 ピンチバルブ V 1 ~ V 5 は、いずれも同一構造になっている。図 1 3 (A) , (B) は、1 つのピンチバルブ V 1 の概略構成を示す。このピンチバルブ V 1 は、1 つの固定フレーム 3 6 と、2 つ (第 1、第 2) のチューブ 3 7 , 3 8 と、チューブ開閉部材 3 9 とを有する。固定フレーム 3 6 には、図 1 3 (A) , (B) 中で、上部に平板状のチューブ押し当て部材 4 0 が水平方向に延設されている。チューブ押し当て部材 4 0 の上側には第 1 のチューブ 3 7、チューブ押し当て部材 4 0 の下側には第 2 のチューブ 3 8 がそれぞれ配設されている。

【 0 0 3 4 】

チューブ開閉部材 3 9 は、上側押し付け部材 4 1 と、下側押し付け部材 4 2 と、連結部材 4 3 と、鉄芯 4 4 とを有する。上側押し付け部材 4 1 は、第 1 のチューブ 3 7 の上側に配置され、下側押し付け部材 4 2 は、第 2 のチューブ 3 8 の下側に配置されている。連結部材 4 3 は、ほぼ鉛直方向に延設されている。この連結部材 4 3 の上端部には上側押し付け部材 4 1 の一端部が固定されている。連結部材 4 3 の下端部には下側押し付け部材 4 2 の一端部が固定されている。

【 0 0 3 5 】

固定フレーム 3 6 のチューブ押し当て部材 4 0 には、連結部材 4 3 を上下方向に移動可能に挿通する穴部 4 0 a が形成されている。そして、上側押し付け部材 4 1 とチューブ押し当て部材 4 0 との間には第 1 のチューブ 3 7 が挿脱可能に挿入され、下側押し付け部材 4 2 とチューブ押し当て部材 4 0 との間には第 2 のチューブ 3 8 が挿脱可能に挿入されている。

【 0 0 3 6 】

下側押し付け部材 4 2 の下面中央には、鉄芯 4 4 が下向きに突設されている。固定フレーム 3 6 の下部には、円筒状のソレノイド (電磁石) 4 5 が配設されている。このソレノイド 4 5 の内部には鉄芯 4 4 が上下方向に移動可能に挿入されている。

【 0 0 3 7 】

ソレノイド 4 5 の上側にはバネ受け部材 4 6 が配設されている。このバネ受け部材 4 6 と下側押し付け部材 4 2 との間にはコイルばねなどのバネ部材 4 7 が組み込まれている。バネ部材 4 7 は、チューブ開閉部材 3 9 を上方向に押圧する状態に付勢する。

【 0 0 3 8 】

上側押し付け部材 4 1 と下側押し付け部材 4 2 との間の間隔は、図 1 3 (A) または図 1 3 (B) に示すように第 1、第 2 のチューブ 3 7 , 3 8 のうちの一方が開状態、他方が閉状態で保持される大きさに設定されている。そして、ソレノイド 4 5 に通電していない状態 (電源 OFF 時) では、バネ部材 4 7 のばね力により、図 1 3 (A) に示すようにチューブ開閉部材 3 9 は、上側移動位置に押し上げた状態で保持される。このとき、第 1 のチューブ 3 7 は開放状態、第 2 のチューブ 3 8 は遮断 (閉) 状態で保持される。また、ソレノイド 4 5 に通電した状態では、バネ部材 4 7 のばね力に抗して、チューブ開閉部材 3 9 は、図 1 3 (B) に示すように下側移動位置に引き下げられた状態に切替えられる。このとき、第 1 のチューブ 3 7 は遮断 (閉) 状態、第 2 のチューブ 3 8 は開放状態に切替えられる。本実施の形態の第 1 ~ 第 5 ピンチバルブ V 1 ~ V 5 は、電源 OFF 時に閉状態で保持される第 2 のチューブ 3 8 のチャンネルは、使用せず、第 2 のチューブ 3 8 としてダミーチューブが装着されている。

【 0 0 3 9 】

10

20

30

40

50

図 1 1 に示すように流体回路 3 3 は、吸気管路 3 3 a と、送気管路 3 3 b と、送排気管路 3 3 c とを有する。ポンプ 3 1 は、吸気ポート 3 1 a と、吐出ポート 3 1 b とを有する。吸気管路 3 3 a の基端部はポンプ 3 1 の吸気ポート 3 1 a に連結されている。送気管路 3 3 b の基端部はポンプ 3 1 の吐出ポート 3 1 b に連結されている。吸気管路 3 3 a の先端部は、送気管路 3 3 b の先端部とともに送排気管路 3 3 c の基端部に連結されている。送排気管路 3 3 c の先端部には、給排チューブ 2 8 の基端部が連結されている。

【 0 0 4 0 】

吸気管路 3 3 a には、第 2 ピンチバルブ V 2 が介設されている。送気管路 3 3 b には、第 3 ピンチバルブ V 3 が介設されている。さらに、吸気管路 3 3 a には、第 2 ピンチバルブ V 2 とポンプ 3 1 の吸気ポート 3 1 a との間に外気導入用の分岐管路 3 3 d の一端が連結されている。この分岐管路 3 3 d には第 1 ピンチバルブ V 1 が介設されている。

10

【 0 0 4 1 】

送気管路 3 3 b には、第 3 ピンチバルブ V 3 とポンプ 3 1 の吐出ポート 3 1 b との間に外部排出用の分岐管路 3 3 e の一端が連結されている。この分岐管路 3 3 e には第 4 ピンチバルブ V 4 が介設されている。

【 0 0 4 2 】

送排気管路 3 3 c には、圧力センサ 3 5 が連結されているとともに、2 つの分岐管路 3 3 f、3 3 g の各一端が連結されている。一方の分岐管路 3 3 f には、第 5 ピンチバルブ V 5 が介設されている。他方の分岐管路 3 3 g には、リリーフバルブ V 6 が介設されている。

20

【 0 0 4 3 】

図 1 5 (A) , (B) は、リリーフバルブ V 6 の概略構成を示す。このリリーフバルブ V 6 は、バルブケース 4 8 と、弁支持部材 4 9 と、弁体 5 0 と、コイルばね 5 1 とを有する。バルブケース 4 8 は、内部が弁座を兼ねる仕切り壁 5 2 によって 2 室 (第 1 室 5 3 と第 2 室 5 4 と) に仕切られている。第 1 室 5 3 は、バルーン制御装置 1 内の流体回路 3 3 の分岐管路 3 3 g に接続されている。第 2 室 5 4 内には、弁支持部材 4 9 と、弁体 5 0 と、コイルばね 5 1 とが収容されている。ここで、仕切り壁 5 2 には、中央部位に開口部 5 6 が形成されている。弁体 5 0 は、仕切り壁 5 2 の開口部 5 6 を開閉可能に閉塞する状態で配設されている。

30

【 0 0 4 4 】

弁支持部材 4 9 は、パネ受け部 5 7 と、雄ねじ部 5 8 とを有する。雄ねじ部 5 8 は、パネ受け部 5 7 の中央部位に弁体 5 0 とは反対側に向けて突設されている。この雄ねじ部 5 8 は、バルブケース 4 8 に形成されたねじ穴 4 8 a に螺挿されている。コイルばね 5 1 は、弁支持部材 4 9 と弁体 5 0 との間に介装されている。そして、常時はコイルばね 5 1 のバネ力によって弁体 5 0 が仕切り壁 5 2 の開口部 5 6 を閉塞する方向に押圧された状態で保持されている。本実施の形態のリリーフバルブ V 6 では、弁体 5 0 が開操作される開放圧力は適宜の設定圧力、例えば 1 0 . 8 k P a に設定されている。

【 0 0 4 5 】

バルブケース 4 8 には、第 2 室 5 4 側の周壁面に、弁体 5 0 によって開閉されるリーク孔 5 9 が形成されている。そして、流体回路 3 3 の分岐管路 3 3 g の圧力が設定圧力に達するまではリリーフバルブ V 6 は図 1 5 (A) に示すように弁体 5 0 が仕切り壁 5 2 の開口部 5 6 を閉塞する閉塞状態で保持されている。ここで、流体回路 3 3 の分岐管路 3 3 g の圧力が設定圧力に達すると、リリーフバルブ V 6 は図 1 5 (B) に示すように弁体 5 0 が仕切り壁 5 2 から離れる方向に押圧され、開口部 5 6 が開放される。このとき、図 1 5 (B) 中に点線矢印で示すように分岐管路 3 3 g からバルブケース 4 8 の第 1 室 5 3 に流入した空気は、開口部 5 6 からリーク孔 5 9 を経て外部にリークされるようになっている。

40

【 0 0 4 6 】

図 1 2 は、流体回路 3 3 内に組み込まれた各構成機器の制御基板 3 4 を示す。この制御基板 3 4 は、C P U 6 0 と、ドライバ回路 6 1 と、電流検知回路 6 2 と、レギュレータ 6

50

3 と、ブザー 6 4 などをも有する。第 1 ～ 第 5 ピンチバルブ V 1 ～ V 5 は、ドライバ回路 6 1 を介して CPU 6 0 に接続されている。ポンプ 3 1 は、電流検知回路 6 2 とドライバ回路 6 1 を介して CPU 6 0 に接続されている。レギュレータ 6 3 と、ブザー 6 4 とは CPU 6 0 に接続されている。後述する電源スイッチ 6 5 と、電源スイッチ 6 5 のオン動作時に点灯する表示用 LED 6 6 は、レギュレータ 6 3 を介して CPU 6 0 に接続されている。さらに、制御基板 3 4 には、第 1 のコントローラである操作パネル（指示手段）6 7 と、第 2 のコントローラであるリモートコントローラ（指示手段）6 8 とが接続されている。

【 0 0 4 7 】

操作パネル 6 7 は、バルーン制御装置 1 のボックス状の外装ケース 6 9 の前面パネル 6 9 a に固定されている。リモートコントローラ 6 8 は接続コードを介してバルーン制御装置 1 に接続されている。

【 0 0 4 8 】

操作パネル 6 7 は、膨張（INFLATE）/収縮（DEFLATE）スイッチ 7 0 と、一時停止（PAUSE）スイッチ 7 1 と、警告表示ランプ 7 2 と、膨張表示ランプ 7 3 と、収縮表示ランプ 7 4 と、一時停止表示ランプ 7 6 と、圧力表示パネル 7 5 とをも有する。リモートコントローラ 6 8 は、膨張 / 収縮スイッチ 8 0 と、一時停止スイッチ 8 1 と、警告表示ランプ 8 2 と、膨張表示ランプ 8 3 と、収縮表示ランプ 8 4 とをも有する。

【 0 0 4 9 】

本実施の形態のバルーン制御装置 1 は、電源スイッチ 6 5 の操作と、操作パネル 6 7 の膨張 / 収縮スイッチ 7 0 および一時停止スイッチ 7 1 の操作、またはリモートコントローラ 6 8 の膨張 / 収縮スイッチ 8 0 および一時停止スイッチ 8 1 の操作に基づいて制御される。

【 0 0 5 0 】

そして、電源スイッチ 6 5 の操作時や、操作パネル 6 7 の膨張 / 収縮スイッチ 7 0 または、リモートコントローラ 6 8 の膨張 / 収縮スイッチ 8 0 の操作時には、流体回路 3 3 内に組み込まれた各構成機器は次の表 1 に示す通りに動作する。

【 0 0 5 1 】

【表 1】

	V1	V2	V3	V4	V5	PUMP	V6
電源OFF	開	開	開	開	開	OFF	閉
電源ON	開	開	開	開	開	OFF	閉
管路保持	開	閉	閉	開	閉	OFF	閉
送気 (バルーン膨張)	開	閉	開	閉	閉	ON	閉
吸引 (バルーン収縮)	閉	開	閉	開	閉	ON	閉
圧力センサ異常 (表示オーバー時)	—	—	—	—	—	—	開
電磁弁異常 (メカ的故障)	開	開	開	開	開	OFF	閉

【 0 0 5 2 】

これにより、バルーン 2 6 への送気時には、図 1 6 中に点線で示す送気時の流路 A が構成される。この流路 A は、ポンプ 3 1 の吸気ポート 3 1 a の吸引作用によって第 1 ピンチ

バルブ V 1 から外気導入用の分岐管路 3 3 d を経て外気が吸引される。同時に、ポンプ 3 1 の吐出ポート 3 1 b から吐出される空気は、送気管路 3 3 b から第 3 ピンチバルブ V 3 を経て送排気管路 3 3 c に送気される。このとき、送排気管路 3 3 c 内の圧力が圧力センサ 3 5 によって検出されている。

【 0 0 5 3 】

バルーン 2 6 からの吸引時には、図 1 7 中に点線で示す吸引時の流路 B が構成される。この流路 B は、ポンプ 3 1 の吸気ポート 3 1 a の吸引作用によって吸気管路 3 3 a の第 2 ピンチバルブ V 2 を経て送排気管路 3 3 c に吸引圧力が作用する。同時に、ポンプ 3 1 の吐出ポート 3 1 b から吐出される空気は、送気管路 3 3 b から外部排出用の分岐管路 3 3 e 側に流出し、第 4 ピンチバルブ V 4 を経て外部に排出される。このとき、送排気管路 3 3 c 内の圧力が圧力センサ 3 5 によって検出されている。

10

【 0 0 5 4 】

管路保持時には、図 1 8 に示す流路 C が構成される。このとき、送排気管路 3 3 c 内の圧力が圧力センサ 3 5 によって検出されている。外部開放（電源オフ）時には、図 1 9 に示す流路 D が構成される。

【 0 0 5 5 】

また、圧力センサ 3 5 の故障による管圧異常時には図 2 0 に示す流路 E が構成される。バルブ故障による管圧異常時には図 2 1 に示す流路 F が構成される。流路 E、F では、いずれもリリーフバルブ V 6 が作動する。

20

【 0 0 5 6 】

図 5 は、本実施の形態のバルーン制御装置 1 の外観を示す。バルーン制御装置 1 の本体は、ボックス状の外装ケース 6 9 を有する。ケース 6 9 の前面パネル 6 9 a には、前記電源スイッチ 6 5 と、凹陷状のボトル収容凹部 8 5 と、操作パネル 6 7 の装着部 8 6 と、圧力源側の送排気管路 3 3 c の引き出し部である送排気口部 8 7 と、チューブホルダ 8 8 とを有する。

【 0 0 5 7 】

さらに、バルーン制御装置 1 は、バルーン 2 6 が破れ、体液が給排チューブ 2 8 内に逆流した場合にこの体液などの液体を回収する液体回収用のボトル（貯留手段）8 9 を有する。ボトル 8 9 は、給排チューブ 2 8 に連通されるとともに、液体を貯留する予め設定された所定の容量を有する。ボトル 8 9 の容量は、接続される給排チューブ 2 8 との組み合わせで、例えば、一定時間（タイムアウトまでの時間 = 2 0 秒）に吸引される液量の最大容量により決定される。そして、制御部 3 2 の制御に基づく吸引動作に伴い給排チューブ 2 8 内を移動する液体を回収するようになっている。

30

【 0 0 5 8 】

ボトル 8 9 は、図 8 に示すように有底円筒状のボトル本体 9 0 を有する。ボトル本体 9 0 は、例えば、透明な樹脂材料によって形成されている。ボトル本体 9 0 の上面は開口されている。ボトル本体 9 0 の上面開口部の外周縁部には外向きに屈曲されたリング状のフランジ部 9 0 a が形成されている。ボトル本体 9 0 の外周面には第 1 の接続口金 9 1 が突設されている。この第 1 の接続口金 9 1 は、ボトル本体 9 0 の上下方向のほぼ中央位置に配置されている。ボトル本体 9 0 の底面には、ほぼ半球状の半球状曲面 9 0 b が形成されている。

40

【 0 0 5 9 】

ボトル本体 9 0 の上面開口部は、円板状の蓋 9 2 によって閉塞されている。蓋 9 2 のほぼ中央部位には第 2 の接続口金 9 3 が突設されている。第 2 の接続口金 9 3 の上端部 9 3 a は蓋 9 2 の上向きに突出されている。第 2 の接続口金 9 3 の下端部 9 3 b は、ボトル本体 9 0 の内部に突設されている。第 2 の接続口金 9 3 の下端部 9 3 b の突出端部は、第 1 の接続口金 9 1 の下端部よりも下側に延出されている。

【 0 0 6 0 】

ボトル 8 9 は、液体回収時に液体を貯留する所定の容量に達した時点（満水時）の液面 L 1 が図 8 中で、点線で示すように第 2 の接続口金 9 3 の下端部 9 3 b の突出端部の下側

50

位置になるように予め設定されている。すなわち、図 8 中で、点線で示す第 2 の接続口金 9 3 の下端部 9 3 b の突出端部の下側位置がボトル 8 9 が貯留できる最大の液面 L 1 の位置に設定されている。

【 0 0 6 1 】

さらに、本実施の形態のボトル 8 9 は、図 9 に示すように横に倒された場合でも液体回収時に液体を貯留する所定の容量に達した時点（満水時）の液面 L 2 が図 9 中で、点線で示すように第 2 の接続口金 9 3 の下端部 9 3 b の突出端部の下側位置になるように予め設定されている。これにより、ボトル 8 9 が横に倒された場合でもボトル 8 9 内に回収される液体が漏れないようになっている。また、ボトル 8 9 が上下が逆になる状態に倒された場合でもボトル 8 9 内に回収される液体が漏れないようになっている。

10

【 0 0 6 2 】

ボトル 8 9 は、バルーン制御装置 1 の前面パネル 6 9 a のボトル収容凹部 8 5 に収容されている。ケース 6 9 のボトル収容凹部 8 5 には図 5 に示すように上下一対の C 字状のボトルホルダ（ボトル保持部）9 4 a , 9 4 b が配設されている。C 字状ボトルホルダ 9 4 a , 9 4 b の内径は、ボトル 8 9 の外径とほぼ同径に形成されている。C 字状ボトルホルダ 9 4 a , 9 4 b には、ボトル 8 9 が挿入される。ここで、上側の C 字状ボトルホルダ 9 4 a の上端部にボトル本体 9 0 のフランジ部 9 0 a が当接される状態で、ボトル 8 9 が上下一対の C 字状のボトルホルダ 9 4 a , 9 4 b に着脱可能に装着される。これにより、C 字状ボトルホルダ 9 4 a , 9 4 b へのボトル 8 9 の装着時には、ボトル本体 9 0 の中心線が鉛直方向に立設される状態で、上下の C 字状ボトルホルダ 9 4 a , 9 4 b によってボ

20

【 0 0 6 3 】

給排チューブ 2 8 は、バルーン 2 6 側に接続された医療器具側管路 2 8 a と、バルーン制御装置 1 の内部の送排気管路 3 3 c に接続された圧力源側管路 2 8 b とを有する。医療器具側管路 2 8 a の先端部は、オーバーチューブ 3 の送気口金 2 4 に連結されている。医療器具側管路 2 8 a の基端部は、ボトル 8 9 の第 1 の接続口金 9 1 に連結されている。圧力源側管路 2 8 b の先端部は、ボトル 8 9 の第 2 の接続口金 9 3 の上端部 9 3 a に連結されている。圧力源側管路 2 8 b の基端部は、バルーン制御装置 1 の送排気口部 8 7 に連結されている。そして、ボトル 8 9 の第 2 の接続口金 9 3 と、バルーン制御装置 1 の送排気口部 8 7 との間の圧力源側管路 2 8 b は、チューブホルダ 8 8 に保持されている。

30

【 0 0 6 4 】

また、本実施の形態ではボトル 8 9 内への液体の回収量を所定の容量内に収めるために、ボトル 8 9 内への液体の吸引動作を解除する解除手段が設けられている。この解除手段は、予め設定された所定時間（例えば 2 0 秒）経過後に、ポンプ 3 1 を停止する手段と、バルーン制御装置 1 の内部の送排気管路 3 3 c を遮断する手段（第 5 ピンチバルブ V 5 ）と、バルーン制御装置 1 の内部の送排気管路 3 3 c の外部へリークする手段（リリーフバルブ V 6 ）のうち少なくともいずれか 1 つを有する。

【 0 0 6 5 】

次に、上記構成の作用について説明する。本実施の形態の医療装置であるバルーン制御装置 1 は、図 1 の内視鏡システムと組み合わせて使用される。図 2 2 は、バルーン制御装置 1 のメインの動作を説明するためのフローチャートである。電源スイッチ 6 5 がオン操作されると、まず最初のステップ S 1 で、一時停止スイッチ 7 1 と膨張 / 収縮スイッチ 7 0 とが同時に押されたスイッチ同時押状態かどうか判断される。ここで、スイッチ同時押状態と判断された場合には検査モード（図 2 5 参照）に進む（ステップ S 2 ）。ステップ S 1 で、スイッチ同時押状態と判断されない場合には、次のステップ S 3 に進み、膨張表示ランプ 7 3 が点灯される。続いて、次のステップ S 4 で、膨張 / 収縮 LED 点灯、ステップ S 5 で、圧力センサ 3 5 の自動オフセットが行われる。ここでは、温度等によるゼロ点ずれ自動補正が行われる。続いて、次のステップ S 6 で、圧力表示パネル 7 5 への圧力表示が開始される。その後、ステップ S 7 で、膨張 / 収縮スイッチ 7 0 の入力により、ステップ S 8 で、送気処理、ステップ S 9 で、吸気処理が順次、行われる。

40

50

【 0 0 6 6 】

また、内視鏡 2 を体腔内へと挿入する際には、予め図 2 中に矢印で示すようにオーバーチューブ 3 に内視鏡 2 の挿入部 4 を挿通し、オーバーチューブ 3 と内視鏡 2 の挿入部 4 とを互いに固定して一体化する。このとき、シリンジ等によって、送水口金 2 3 から液体供給路 2 5 を介してオーバーチューブ 3 の管状部材 2 1 の内腔に滅菌水を注入し、オーバーチューブ 3 の挿入部 4 の内面を濡らす。余分な滅菌水は流し出す。

【 0 0 6 7 】

続いて、内視鏡 2 の挿入部 4 をオーバーチューブ 3 の管状部材 2 1 の基端開口（内視鏡挿入口）から挿入し、管状部材 2 1 の内腔に挿入部 4 を挿通する。そして、オーバーチューブ 3 の先端から内視鏡 2 の湾曲部 6 を突出させ、オーバーチューブ 3 の先端を内視鏡 2 の湾曲部 6 の手前に位置させる。このときオーバーチューブ 3 の内視鏡挿入口と内視鏡 2 の挿入部 4 の位置を確認する。この位置がオーバーチューブ 3 を内視鏡 2 に沿って挿入できる限度の目安になる。

【 0 0 6 8 】

続いて、給排チューブ 2 8 を介してオーバーチューブ 3 の送気口金 2 4 と、バルーン制御装置 1 の送排気口部 8 7 との間を接続する。その給排チューブ 2 8 に液体回収用のボトル 8 9 を介設する。

【 0 0 6 9 】

この状態で、オーバーチューブ 3 と内視鏡 2 とを一体的に体腔内へと挿入していく。オーバーチューブ 3 及び内視鏡 2 が体腔の屈曲箇所の手前まで達した時点で、オーバーチューブ 3 に対して内視鏡 2 を後退させる。

【 0 0 7 0 】

続いて、バルーン制御装置 1 によって送気口金 2 4 から気体給排路 2 7 を介してバルーン 2 6 に気体を供給し、バルーン 2 6 を膨張させて体壁内面に係止させる。この状態でオーバーチューブ 3 を後退させて、体壁を手繰り寄せる。これにより、屈曲した体腔を直線状にする。その後、内視鏡 2 をオーバーチューブ 3 に対して前進させて体腔の屈曲していた箇所を通過させる。

【 0 0 7 1 】

内視鏡 2 を体腔の次の屈曲箇所の手前まで前進させた時点で、バルーン制御装置 1 によってオーバーチューブ 3 のバルーン 2 6 から気体を排気する。これにより、バルーン 2 6 を収縮させて体壁内面との係止を解除する。続いて、内視鏡 2 に沿ってオーバーチューブ 3 を屈曲箇所の手前まで前進させ、再びバルーン 2 6 を膨張させて体壁内面に係止させる。ここで、オーバーチューブ 3 の挿入された箇所までは、体腔は挿入しやすい形状に保持される。以下、同様の操作を繰り返して、内視鏡 2 を複雑に屈曲した体腔の深部へと挿入していく。必要に応じて、オーバーチューブ 3 と内視鏡 2 との固定、固定解除を行う。

【 0 0 7 2 】

また、バルーン制御装置 1 の送気処理（バルーン膨張）時には、図 2 3 のフローチャートに示す動作が行われる。すなわち、バルーン 2 6 の膨張時には、次の動作が行われる。

【 0 0 7 3 】

1. 操作パネル 6 7 の膨張 / 収縮スイッチ 7 0、またはリモートコントローラ 6 8 の膨張 / 収縮スイッチ 8 0 を押す。これにより、バルーン 2 6 への送気が開始される。バルーン 2 6 への送気時には、バルーン制御装置 1 内の流体回路 3 3 に図 1 6 中に点線で示す送気時の流路 A が構成される。これにより、バルーン 2 6 への送気が行われる。このバルーン 2 6 の膨張中は、膨張表示ランプ 7 3、8 3 が点滅する。

【 0 0 7 4 】

2. バルーン 2 6 の圧力が送気時の上限設定圧力 P_1 （例えば、 $P_1 = 5 \text{ kPa}$ ）に達すると、送気を中止し、バルーン圧を保持する。このとき、膨張表示ランプ 7 3、8 3 が点灯する。

【 0 0 7 5 】

また、バルーン制御装置 1 の吸気処理（バルーン収縮）時には、図 2 4 のフローチャー

10

20

30

40

50

トに示す動作が行われる。すなわち、バルーン 26 の収縮時には、次の動作が行われる。

【0076】

1. このバルーン 26 の収縮時には、操作パネル 67 の膨張 / 収縮スイッチ 70、またはリモートコントローラ 68 の膨張 / 収縮スイッチ 80 をもう一度押す。これにより、バルーン 26 からの吸気を開始される。このとき、バルーン制御装置 1 内の流体回路 33 に図 17 中に点線で示す吸引時の流路 B が構成される。これにより、バルーン 26 からの吸気が行われる。このバルーン 26 の収縮中は、収縮表示ランプ 74、84 が点滅する。

【0077】

2. バルーン 26 の圧力が吸気時の下限設定圧力 P_3 (例えば、 $P_3 = -6 \text{ kPa}$) 以下に達すると、吸気を中止し、バルーン圧を保持する。このとき、収縮表示ランプ 74、84 が点灯する。

10

【0078】

膨張または収縮の途中で、バルーン 26 の状態を保持したいときは、操作パネル 67 の一時停止スイッチ 71、またはリモートコントローラ 68 の一時停止スイッチ 81 を押す。この管路保持時には、図 18 に示す流路 C が構成される。一時停止中は一時停止表示ランプ 76 が点灯する。膨張または収縮を再開する場合は、再度、一時停止スイッチ 71、または 81 を押す。

【0079】

また、バルーン 26 を膨張中に、膨張 / 収縮スイッチ 70、80 を押すと、バルーン 26 は収縮する。さらに、バルーン 26 を収縮中に、膨張 / 収縮スイッチ 70、80 を押すと、バルーン 26 は膨張する。

20

【0080】

また、バルーン 26 の膨張を開始してから 20 秒以上送気が行われた場合には次の動作が行われる。すなわち、膨張 / 収縮スイッチ 70、80 を押し、バルーン 26 の膨張を開始してから送気の累積時間が 20 秒になったとき、断続的にアラームが鳴り続け、バルーン 26 の状態を保持する。また、警告表示ランプ 72、82 が点滅する。なお、バルーン 26 の膨張中に一時停止をした場合は、再び膨張を開始した時を始まりとして、時間を計測しなおす。

【0081】

また、バルーン 26 の収縮を開始してからバルーン 26 の圧力が下限設定圧力 P_3 (例えば、 $P_3 = -6 \text{ kPa}$) 以下に達しない状態が 20 秒以上経過した場合には次の動作が行われる。すなわち、膨張 / 収縮スイッチ 70、80 を押し、バルーン 26 の収縮を開始してからバルーン 26 の圧力が P_3 以下に達しない状態が 20 秒以上経過したとき、断続的にアラーム音が鳴り、バルーン 26 の状態を保持する。なお、バルーン 26 の収縮中に一時停止をした場合は、再び収縮を開始した時を始まりとして、時間を計測しなおす。

30

【0082】

また、バルーン制御装置 1 の動作中に、バルーン制御装置 1 の内部の送排気管路 33c の圧力が P_2 (例えば、 $P_2 = 8 \text{ kPa}$) 以上になると連続したアラームが鳴る。さらにその状態が 5 秒間続いた場合、異常が発生したと判断し、アラーム音は断続に変わり、バルーン管路を開放する。この外部開放 (電源オフ) 時には、図 19 に示す流路 D が構成される。

40

【0083】

また、バルーン制御装置 1 の吸引動作中に、バルーン 26 が破れ、体液が給排チューブ 28 内に逆流した場合には、液体回収用のボトル 89 内に回収される。このとき、解除手段によって予め設定された所定時間 (例えば 20 秒) 経過後に、ポンプ 31 が停止され、ボトル 89 内への液体の吸引動作が解除される。これにより、ボトル 89 内への液体の回収量を所定の容量内に収めるようにしている。

【0084】

そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態では、

50

バルーン制御装置 1 の吸引動作中に、バルーン 2 6 が破れ、体液が給排チューブ 2 8 内に逆流した場合には、解除手段によって予め設定された所定時間（例えば 2 0 秒）経過後に、ポンプ 3 1 が停止され、ボトル 8 9 内への液体の吸引動作が解除される。これにより、ボトル 8 9 内への液体の回収量を所定の容量内に収めるようにしている。そのため、体液が給排チューブ 2 8 内に逆流した場合であってもボトル 8 9 内から体液が溢れることがなく、ボトル 8 9 内へ適切に液体を回収できる。さらに、本実施の形態では、吸引ボトルの近傍に液面センサなどの検知手段を格別に設ける必要がないので、製造コストの上昇を抑えることができる。

【 0 0 8 5 】

また、本実施の形態では、C 字状ボトルホルダ 9 4 a , 9 4 b へのボトル 8 9 の装着時には、ボトル本体 9 0 の中心線が鉛直方向に立設される状態で、上下の C 字状ボトルホルダ 9 4 a , 9 4 b によってボトル 8 9 が中心線の軸回り方向に回動可能に保持されている。これにより、図 1 0 に示すように使用中に、C 字状ボトルホルダ 9 4 a , 9 4 b に装着されたボトル 8 9 が中心線の軸回り方向に回動してボトル 8 9 の第 1 の接続口金 9 1 の向きを自由に変えることができるので、医療器具側管路 2 8 a が邪魔にならない効果がある。

10

【 0 0 8 6 】

また、本実施の形態では、バルーン制御装置 1 の流体回路 3 3 内に少なくともポンプ 3 1 の吐出圧力をボトル 8 9 側に作用させる送気流路 A と、ポンプ 3 1 の吸引圧力をボトル 8 9 側に作用させる吸引流路 B とを設けている。そして、操作パネル 6 7 の膨張 / 収縮スイッチ 7 0、またはリモートコントローラ 6 8 の膨張 / 収縮スイッチ 8 0 からの指示に応じて、制御部 3 2 によって送気流路 A と吸引流路 B とを切替えることにより、送気時と吸引時とで 1 つのポンプ 3 1 を共用することができる。そのため、バルーン制御装置 1 の流体回路 3 3 内に組み込まれるポンプ 3 1 の数を減らすことができ、コスト低下を図ることができる。

20

【 0 0 8 7 】

さらに、本実施の形態では操作パネル 6 7 の膨張 / 収縮スイッチ 7 0、またはリモートコントローラ 6 8 の膨張 / 収縮スイッチ 8 0 からの指示に応じてポンプ 3 1 を作動させているので、必要な時のみポンプ 3 1 を作動させることができる。そのため、ポンプ 3 1 の作動を抑制することができ、消費電力の削減や、静音化を図ることができる。

30

【 0 0 8 8 】

さらに、本実施の形態ではピンチバルブの開閉の制御で、送気または吸気時の空気流量を調節することができる。送気時は、送気管路 3 3 b の第 3 ピンチバルブ V 3 または分岐管路 3 3 d 上の第 1 ピンチバルブ V 1 のいずれかまたは両方を用いる。吸気時は、吸気管路 3 3 a の第 2 ピンチバルブ V 2 または分岐管路 3 3 e 上の第 4 ピンチバルブ V 4 のいずれかまたは両方を用いる。すなわち、図 1 4 (A) に示すように、それぞれのピンチバルブの開時間 T_o と、閉時間 T_c との比率を変化させることにより、図 1 4 (B) に示すように空気流量を調整することができる。これにより、専用の部品を追加せずに、バルーン 2 6 への送気時の流量調整を行うことができる。

40

【 0 0 8 9 】

さらに、本実施の形態の第 1 ~ 第 5 ピンチバルブ V 1 ~ V 5 は、電源 OFF 時に閉状態で保持される第 2 のチューブ 3 8 としてダミーチューブが装着されている。そのため、装置を長時間使用しない場合に、電源 OFF 時に、閉状態であるダミーチューブが張り付くおそれがある。これにより、装置を長時間使用しない場合であっても実際に使用する第 1 のチューブ 3 7 の「張り付き」現象を防ぐことができる。

【 0 0 9 0 】

さらに、本実施の形態では送排気管路 3 3 c に連結された分岐管路 3 3 f に第 5 ピンチバルブ V 5 を介設している。この第 5 ピンチバルブ V 5 は、管路開放専用バルブ CPU (ソフトウェア) により、管圧が例えば、 P_2 (例えば、 $P_2 = 8 \text{ kPa}$) 程度の管圧異常状態になると、開放されるように設定している。そのため、送排気管路 3 3 c の管圧

50

異常時にこの第 5 ピンチバルブ V 5 によって送排気管路 3 3 c を開放することができるので、管圧異常を回避することができ、バルーン制御装置 1 の安全性の向上を図ることができる。

【 0 0 9 1 】

さらに、本実施の形態では送排気管路 3 3 c に連結された分岐管路 3 3 g に電子的な制御を受けず、管圧の力で開放されるリリーフバルブ V 6 を介設している。このリリーフバルブ V 6 の開放圧力 P_4 (例えば、 $P_4 = 10 \text{ kPa}$) に調整されている。そのため、送排気管路 3 3 c の管圧が P_4 以上に上昇する管圧異常を回避することができるので、バルーン制御装置 1 の一層の安全性の向上を図ることができる。

【 0 0 9 2 】

さらに、第 5 ピンチバルブ V 5 に連通された分岐管路 3 3 f、およびリリーフバルブ V 6 に連通された分岐管路 3 3 g は、他の流体回路を構成する管路よりも給排気チューブ 2 8 に近い箇所に位置している。これにより、前記、他の流体回路で異常が発生した場合でも、バルーン 2 6 を含む管路の開放がされるようになっている。

【 0 0 9 3 】

さらに、本実施の形態では操作パネル 6 7 に圧力表示パネル 7 5 に圧力表示機能を設けるとともに、警告表示ランプ 7 2 によって警告表示機能を設けている。これにより、バルーン 2 6 への送気時の過送気を防ぐことができ、安全性の一層の向上を図ることができる。

【 0 0 9 4 】

さらに、バルーン制御装置 1 の操作パネル 6 7 と同じ機能のリモートコントローラ 6 8 をバルーン制御装置 1 に接続したので、必要に応じて操作パネル 6 7 とリモートコントローラ 6 8 とを使い分けることができる。そのため、バルーン制御装置 1 の操作性を向上させることができる。また、リモートコントローラ 6 8 の故障時もバルーン制御装置 1 の操作パネル 6 7 によってバルーン制御装置 1 を操作することができる。

【 0 0 9 5 】

なお、本実施の形態では、バルーン制御装置 1 を操作パネル 6 7 と、リモートコントローラ 6 8 とによってコントロールする構成を示したが、図 1 に示すようにバルーン制御装置 1 にさらにフットスイッチ 1 0 0 を接続し、このフットスイッチ 1 0 0 によってバルーン制御装置 1 をコントロールすることができる構成にしてもよい。さらに、本実施の形態では、操作パネル 6 7 の膨張 / 収縮スイッチ 7 0 およびリモートコントローラ 6 8 の膨張 / 収縮スイッチ 8 0 の操作時にはポンプ 3 1 が連続駆動される構成を示したが、モード切替スイッチを追加してこのモード切替スイッチによって操作パネル 6 7 の膨張 / 収縮スイッチ 7 0 およびリモートコントローラ 6 8 の膨張 / 収縮スイッチ 8 0 が実際に押されている時間だけポンプ 3 1 を駆動させることができるようにしてもよい。

【 0 0 9 6 】

また、図 2 7 は本発明の第 2 の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第 1 の実施の形態 (図 1 乃至図 2 6 参照) のリモートコントローラ 6 8 の構成を次の通り変更したものである。

【 0 0 9 7 】

すなわち、本実施の形態のリモートコントローラ 1 0 1 は、膨張 / 収縮スイッチ 1 0 2 と、一時停止スイッチ 1 0 3 と、膨張表示ランプ 1 0 4 と、収縮表示ランプ 1 0 5 と、警告表示ランプ 1 0 6 と、圧力表示パネル 1 0 7 とを有する。

【 0 0 9 8 】

そこで、本実施の形態では、リモートコントローラ 1 0 1 の圧力表示パネル 1 0 7 を目視することにより、バルーン制御装置 1 の送排気管路 3 3 c の圧力状態を確認することができる。そのため、バルーン制御装置 1 の前面パネル 6 9 a に固定された操作パネル 6 7 の圧力表示パネル 7 5 を格別目視しなくてもバルーン制御装置 1 の送排気管路 3 3 c の圧力状態を確認することができるので、バルーン制御装置 1 の使い勝手を高めることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 9 】

また、図 2 8 および図 2 9 (A) , (B) は本発明の第 3 の実施の形態を示すものである。本実施の形態は第 1 の実施の形態 (図 1 乃至図 2 6 参照) のボトル収容凹部 8 5 に装着されるボトルホルダ 9 4 a , 9 4 b の構成を次の通り変更したものである。

【 0 1 0 0 】

すなわち、本実施の形態のボトルホルダ 1 1 1 は、上部に配置されたリング状の上部アーム 1 1 2 と、下部に配置されたほぼ半球状のボトル受部 1 1 3 と、鉛直方向に立設された平板状の連結アーム 1 1 4 とを有する。連結アーム 1 1 4 の上端部は上部アーム 1 1 2 の一端部に連結されている。連結アーム 1 1 4 の下端部はボトル受部 1 1 3 の一端部に連結されている。ボトル受部 1 1 3 には、前端部に切欠部 1 1 3 a が形成されている。これにより、ボトルホルダ 1 1 1 へのボトル 8 9 の装着時には、ボトル本体 9 0 の中心線が鉛直方向に立設される状態で、上部アーム 1 1 2 と、ボトル受部 1 1 3 とによってボトル 8 9 が中心線の軸回り方向に回動可能に保持されている。そのため、使用中に、ボトルホルダ 1 1 1 に装着されたボトル 8 9 が中心線の軸回り方向に回動してボトル 8 9 の第 1 の接続口金 9 1 の向きを自由に変えることができるので、医療器具側管路 2 8 a が邪魔にならない効果がある。

10

【 0 1 0 1 】

また、ボトル 8 9 の第 1 の接続口金 9 1 は、上部アーム 1 1 2 と、ボトル受部 1 1 3 との間に配置されるようになっている。これにより、ボトル 8 9 が上側に引っ張られた場合でも上部アーム 1 1 2 にボトル 8 9 の第 1 の接続口金 9 1 が引っ掛かることにより、ボトルホルダ 1 1 1 からボトル 8 9 が抜けることが防止されている。なお、バルーン制御装置 1 として、ポンプを 1 つ設けたが、バルーンを膨張、収縮するために、1 つずつポンプを設けてもよい。その場合、吸引用のポンプにボトル 8 9 を設けることに加え、送気用のポンプに連結された管路にボトル 8 9 を設けてもよい。

20

【 0 1 0 2 】

なお、本発明は上記実施の形態に限定されるものではない。例えば、上記実施の形態では、本発明をバルーン制御装置 1 に適用した場合を示したが、バルーン 2 6 以外の医療器具、例えば、内視鏡の吸引管路に接続された吸引装置に適用してもよい。さらに、その他、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施できることは勿論である。

次に、本出願の他の特徴的な技術事項を下記の通り付記する。

30

記

(付記項 1) 体腔内に挿入される医療器具と、前記医療器具を介して吸引を行うために圧力差を発生させる圧力源と、前記圧力源に連通され、前記医療器具に開口端を有する管路と、指示手段からの指示に応じて、前記圧力源が発生する圧力差に基づき前記管路を介する吸引を制御する制御部と、前記管路に連通するとともに、前記制御部の制御に基づく吸引動作に伴い前記管路内を移動する液体を回収する所定の容量を有する貯留手段と、液体の回収量を前記所定の容量内に収めるために、連続する吸引を解除する解除手段と、を具備することを特徴とする医療装置。

【 0 1 0 3 】

(付記項 2) 前記医療器具には、体腔内に挿入される挿入部および、前記挿入部には前記圧力差に応じて膨張収縮するバルーンを備え、前記管路は前記圧力源と前記バルーンを連通することを特徴とする付記項 1 に記載の医療装置。

40

【 0 1 0 4 】

(付記項 3) 前記解除手段は、予め設定された所定時間経過後に、前記圧力源の停止、前記管路の遮断もしくは、前記管路の外部へのリークを防止することを特徴とする付記項 1 に記載の医療装置。

【 0 1 0 5 】

(付記項 4) 前記貯留手段は流体回収用のボトルであって、前記ボトルは前記管路の移動に応じて回動可能であることを特徴とする付記項 1 に記載の医療装置。

【 0 1 0 6 】

50

(付記項 5) 前記所定時間内に回収された液体の液面に対して、所定距離離間した位置に接続する管路の端面が配置されていることを特徴とする付記項 1 に記載の医療装置。

【産業上の利用可能性】

【0107】

本発明は、体腔内への内視鏡の挿入を補助するための挿入具などの医療器具に取付けたバルーンに空気を給排し、バルーンを膨張、収縮させる際に使用される圧力源が内蔵された医療装置の分野、この医療装置を製造、使用する技術分野に有効である。

【図面の簡単な説明】

【0108】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の医療装置であるバルーン制御装置が組み込まれた内視鏡システム全体を示す概略構成図。

【図 2】第 1 の実施の形態の内視鏡及び挿入具を示す図。

【図 3】第 1 の実施の形態の挿入具内に内視鏡が挿入されて組み付けられた状態を示す側面図。

【図 4】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置と挿入具の医療器具側管路との接続状態を示す斜視図。

【図 5】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置に液体回収用ボトルを装着する前のバルーン制御装置の状態を示す斜視図。

【図 6】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置に液体回収用ボトルを装着した状態を示すバルーン制御装置の正面図。

【図 7】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置の使用時の状態を示す斜視図。

【図 8】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置の液体回収用ボトルの縦断面図。

【図 9】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置の液体回収用ボトルを横向きに倒した状態を示す縦断面図。

【図 10】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置の液体回収用ボトルの回転状態を説明するための説明図。

【図 11】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置の圧力源側管路の管路構成を示す全体の概略構成図。

【図 12】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置の制御部を示す概略構成図。

【図 13】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置の圧力源側管路に組み込まれたピンチバルブの動作状態を示すもので、(A)はソレノイドに通電していない状態を示す縦断面図、(B)はソレノイドに通電した状態を示す縦断面図。

【図 14】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置のピンチバルブによる空気流量調整を説明するもので、(A)はピンチバルブによる管路の開閉状態を示す特性図、(B)はピンチバルブによる管路の開閉時間の比率と、空気流量との関係を示す特性図。

【図 15】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置のリリーフバルブの動作状態を示すもので、(A)はリリーフバルブが閉じている状態を示す縦断面図、(B)はリリーフバルブが開いた状態を示す縦断面図。

【図 16】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置の送気時の流路構成を示す全体の概略構成図。

【図 17】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置の吸気時の流路構成を示す全体の概略構成図。

【図 18】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置の管路保持時の流路構成を示す全体の概略構成図。

【図 19】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置の電源オフによる外部開放時の流路構成を示す全体の概略構成図。

【図 20】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置の圧力センサの故障による管圧異常時の流路構成を示す全体の概略構成図。

【図 21】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置のバルブ故障による管圧異常時の流路構成を示す全体の概略構成図。

10

20

30

40

50

【図 2 2】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置のメイン動作の動作状態を説明するためのフローチャート。

【図 2 3】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置の送気処理時の動作状態を説明するためのフローチャート。

【図 2 4】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置の吸気処理時の動作状態を説明するためのフローチャート。

【図 2 5】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置の検査モード時の動作状態を説明するためのフローチャート。

【図 2 6】第 1 の実施の形態のバルーン制御装置のエラー処理時の動作状態を説明するためのフローチャート。

【図 2 7】本発明の第 2 の実施の形態のバルーン制御装置のリモートコントローラを示す正面図。

【図 2 8】本発明の第 3 の実施の形態のバルーン制御装置のボトル保持部を示す斜視図。

【図 2 9】第 3 の実施の形態のバルーン制御装置のボトル保持部を示すもので、(A) はボトル保持部の側面図、(B) はボトル保持部の平面図。

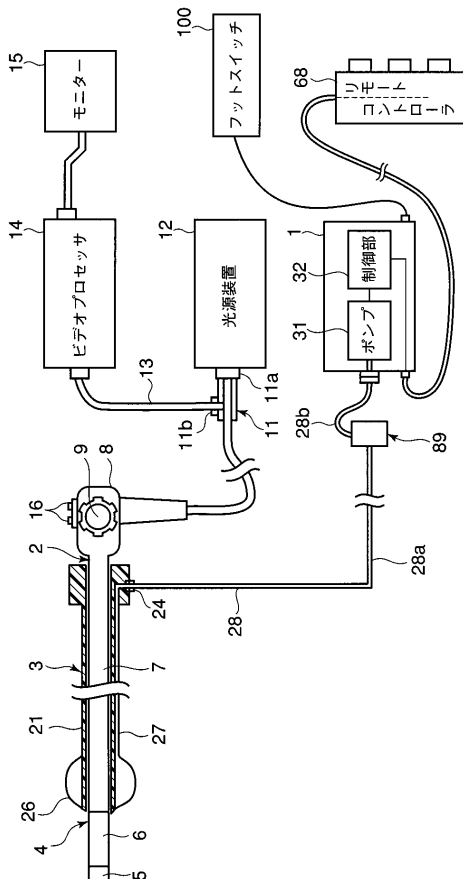
【符号の説明】

【 0 1 0 9 】

1 ... バルーン制御装置（医療装置）、2 6 ... バルーン、2 8 ... 給排チューブ（流体給排用の管路）、3 1 ... ポンプ（圧力源）、3 2 ... 制御部、8 9 ... ボトル（貯留手段）。

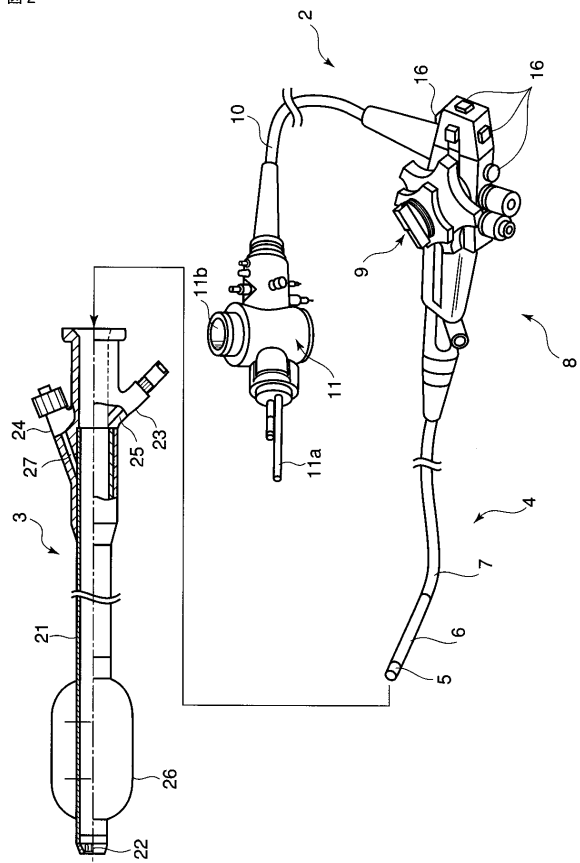
【 図 1 】

図 1



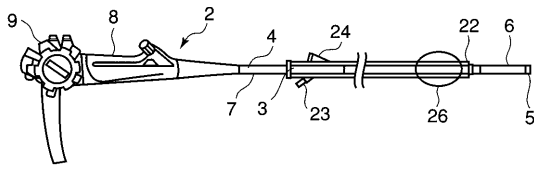
【 図 2 】

図 2



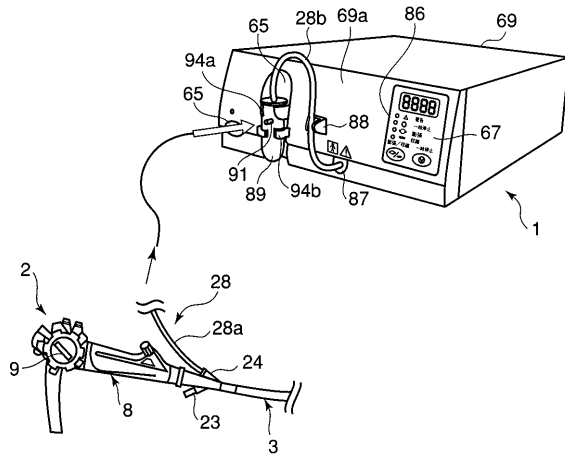
【図 3】

図 3



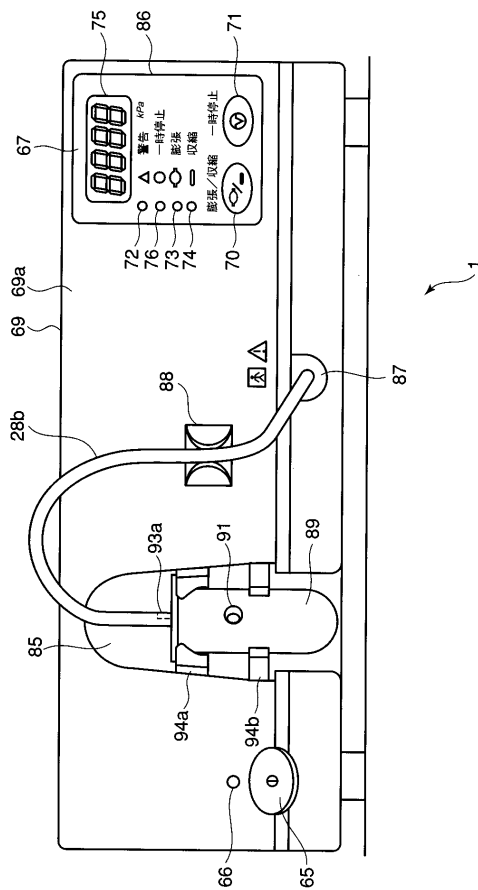
【図 4】

図 4



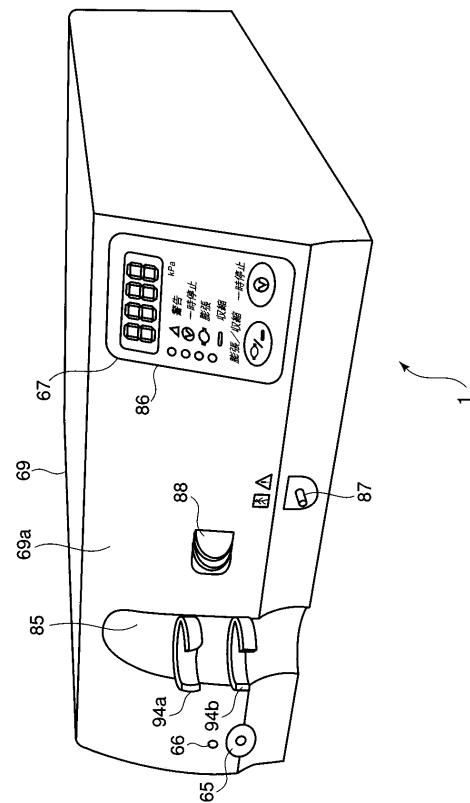
【図 6】

図 6



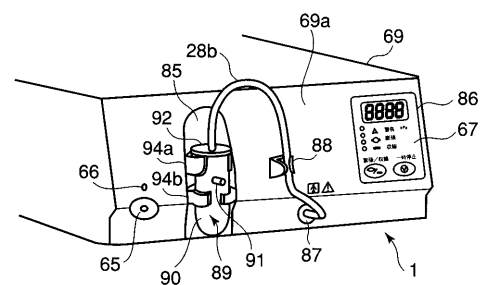
【図 5】

図 5



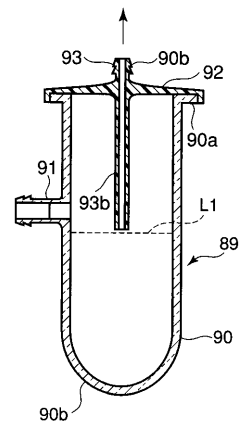
【図 7】

図 7



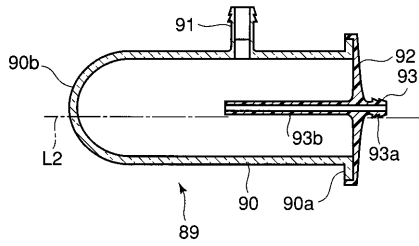
【図 8】

図 8



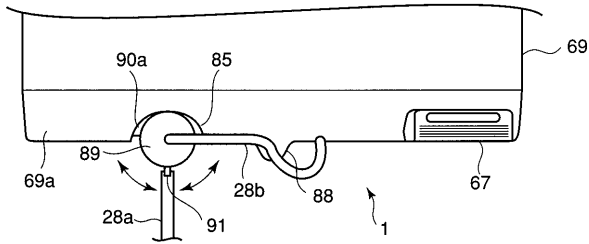
【図 9】

図 9



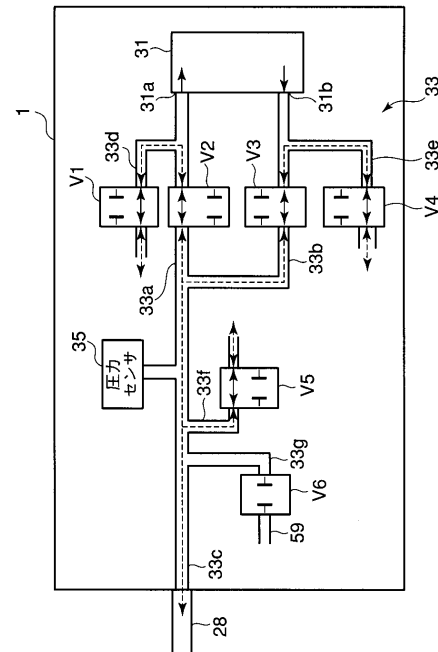
【図 10】

図 10



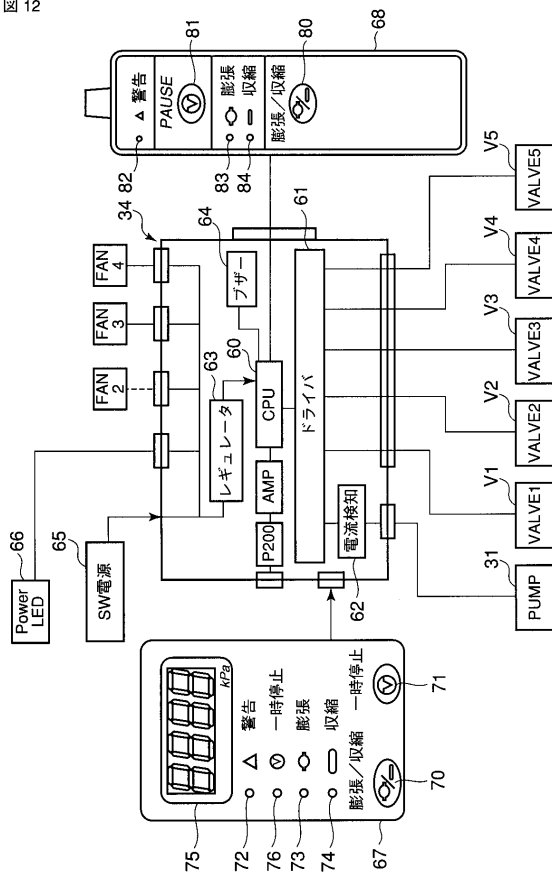
【図 11】

図 11



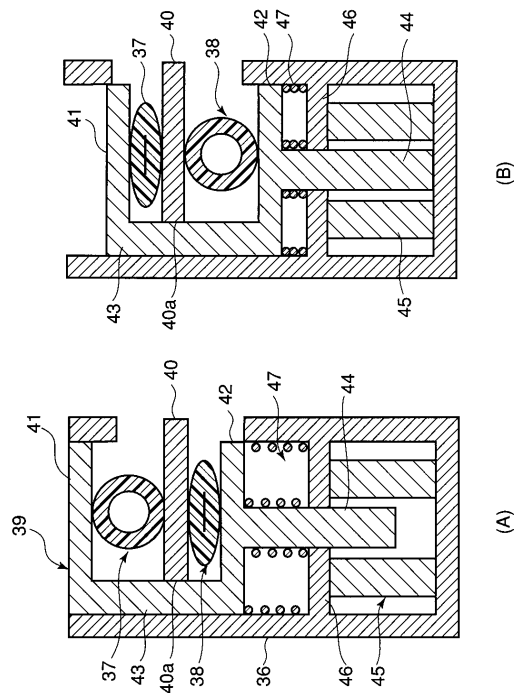
【図 12】

図 12



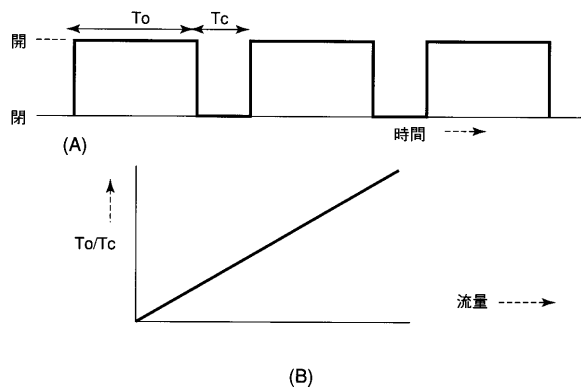
【図 13】

図 13



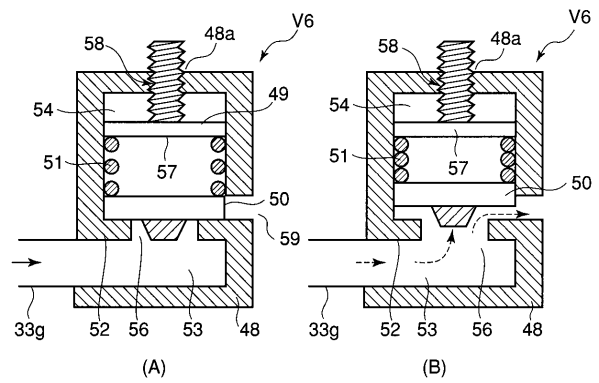
【図 14】

図 14



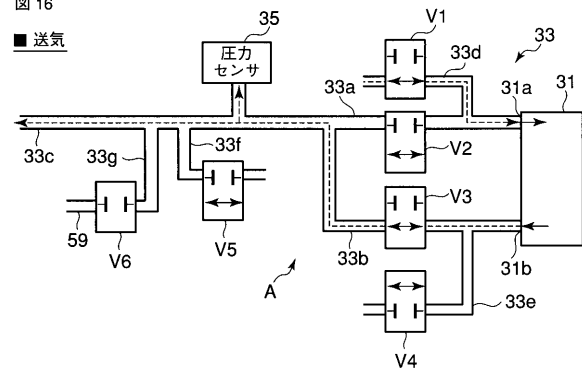
【図 15】

図 15



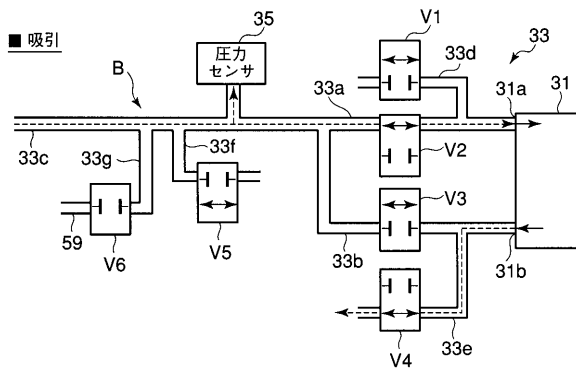
【図 16】

図 16



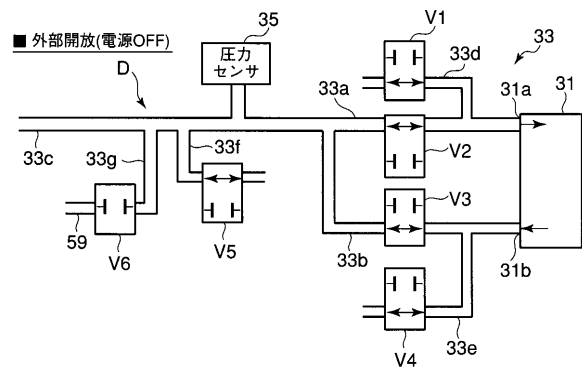
【図 17】

図 17



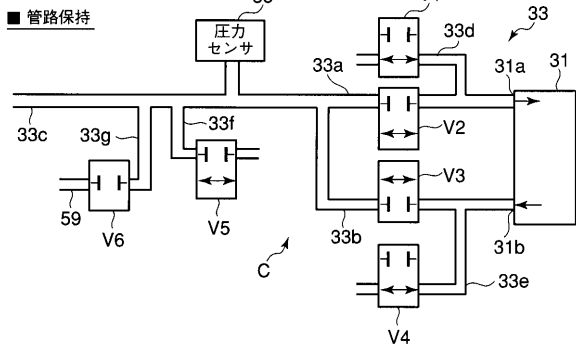
【図 19】

図 19



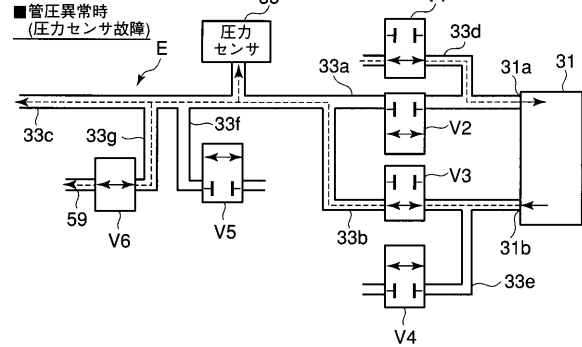
【図 18】

図 18



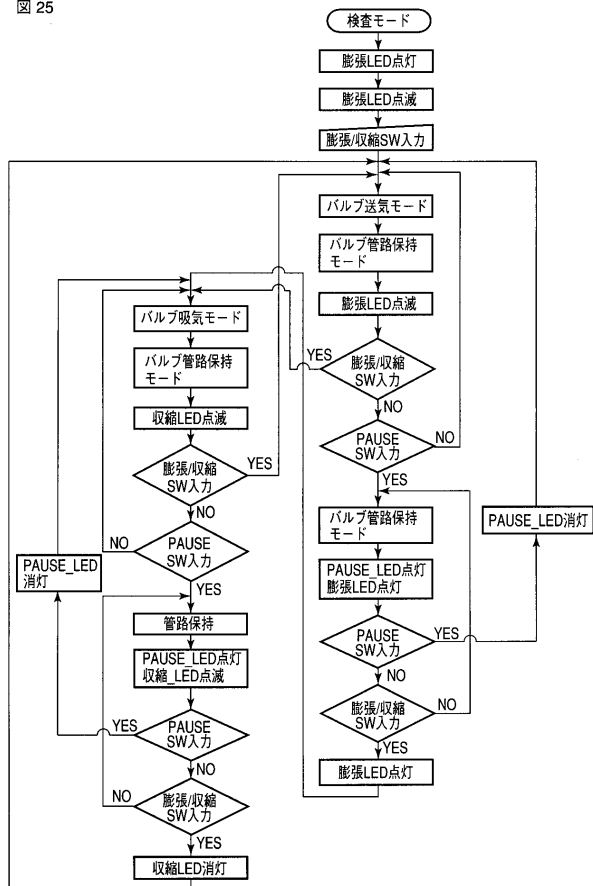
【図 20】

図 20



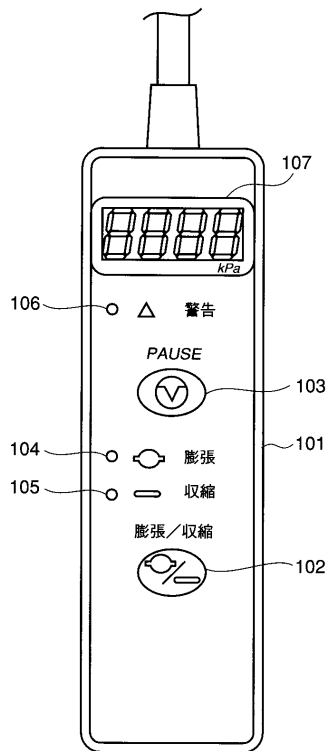
【図 25】

図 25



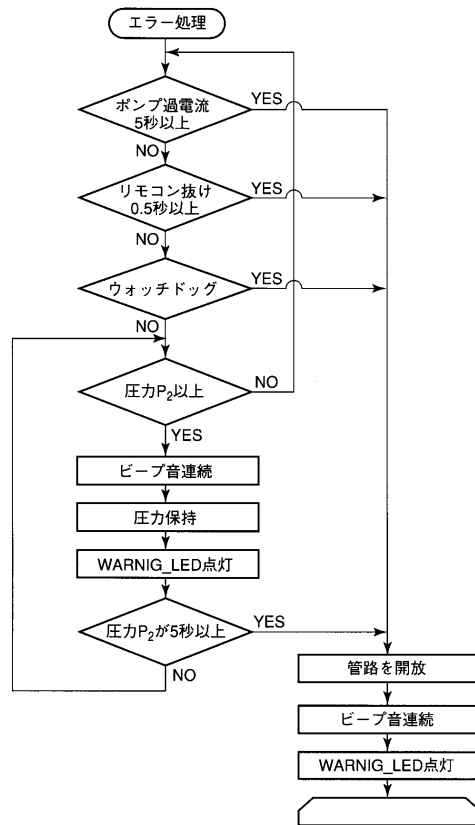
【図 27】

図 27



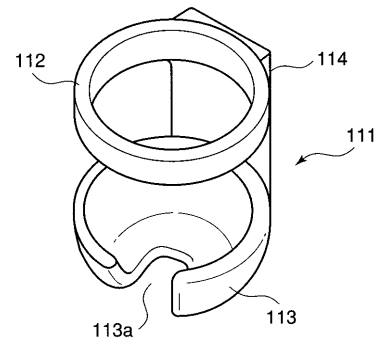
【図 26】

図 26



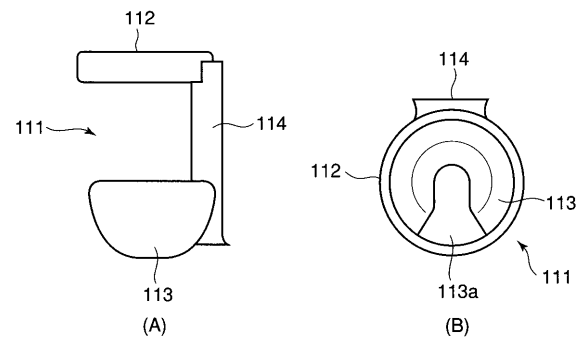
【図 28】

図 28



【図 29】

図 29



フロントページの続き

- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (72)発明者 丹羽 寛
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 福地 正巳
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 唐澤 勇
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 上 邦彰
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 岸 健治
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 宮下 章裕
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- F ターム(参考) 2H040 DA17 DA43 DA57
4C061 FF36 GG16 HH12

专利名称(译)	医疗器械		
公开(公告)号	JP2008200127A	公开(公告)日	2008-09-04
申请号	JP2007036925	申请日	2007-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	丹羽寛 福地正巳 唐澤勇 上邦彰 岸健治 宮下章裕		
发明人	丹羽 寛 福地 正巳 唐澤 勇 上 邦彰 岸 健治 宮下 章裕		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 A61F2/958		
CPC分类号	A61B1/00082 A61B1/00154 A61M25/1018 A61M25/10181 A61M25/10185 A61M25/10188		
FI分类号	A61B1/00.332.B G02B23/24.A A61B1/00.650 A61B1/01.511 A61B1/01.513 A61B1/012.511 A61B1/015 A61B1/015.512		
F-TERM分类号	2H040/DA17 2H040/DA43 2H040/DA57 4C061/FF36 4C061/GG16 4C061/HH12 4C161/FF36 4C161/GG16 4C161/HH12		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种医疗装置，其主要特征是提供一种即使在体液流回吸入导管时也能够适当地回收液体并抑制制造成本增加的医疗装置。要做。 解决方案：在气囊控制装置1进行抽吸操作期间，当气囊26破裂且体液流回至供气/排气管28时，在释放装置预设的预定时间（例如20秒）之后，泵31停止，并且释放将液体吸入瓶89的操作。结果，收集在瓶89中的液体量被保持在预定体积内。因此，即使体液回流到供给/排出管28中，体液也不会从瓶89溢出，并且可以将液体适当地收集到瓶89中。[选型图]图1

