

(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2009-77762

(P2009-77762A)

(43) 公開日 平成21年4月16日 (2009.4.16)

(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 0 0 A	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 2 A	4 C 0 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 3 2 C	
	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2007-247237 (P2007-247237)	(71) 出願人	000005430
(22) 出願日	平成19年9月25日 (2007. 9. 25)		フジノン株式会社
			埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
		(74) 代理人	100075281
			弁理士 小林 和憲
		(74) 代理人	100095234
			弁理士 飯嶋 茂
		(72) 発明者	阿部 一則
			埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
			フジノン株式会社内
		F ターム (参考)	2H040 DA11 DA21 DA57
			4C061 CC06 FF12 FF42 HH02 HH03
			HH04 JJ11 JJ17 LL02 NN01
			PP15 QQ06

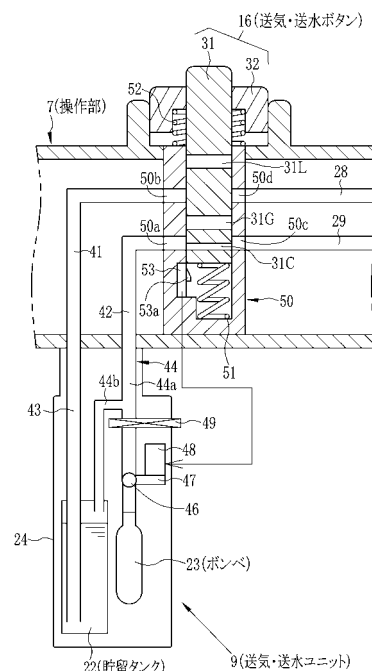
(54) 【発明の名称】 携帯型内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】熱源に対する高い冷却効果を維持しつつ、限られた容量のポンペを使用した場合でも、長時間の使用を可能とする。

【解決手段】携帯型内視鏡装置 3 は、挿入部 6、操作部 7 を有する内視鏡 8 を備える。操作部 7 に、貯留タンク 22、ポンペ 23 を有する送気・送水ユニット 9 を取り付ける。操作部 7 に、送気・送水ボタン 16 を設ける。送気・送水チャンネル 26 を、挿入部 6 の先端部分に設けられた光源ユニット 35 の近傍を通過するように配設する。送気・送水ボタン 16 が無操作状態のときには、送気・送水チャンネル 26 にガスが送気される。ポンペ 23 の供給口に、圧力調整を行うレギュレータ 46 を設ける。アクチュエータ 48 及び調整ネジ 47 は、送気・送水ボタン 16 が無操作状態のときには、54. 5 K P a に圧力調整させ、送気・送水ボタン 16 が操作状態のときには、60 K p a に圧力調整させる。

【選択図】 図 5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に挿入され先端部に流体の吹き出し口が設けられた挿入部と、前記挿入部の基端側に連設され、前記吹き出し口から前記流体を噴射するための噴射操作部材が設けられた操作部とを有する内視鏡と、

前記操作部に交換可能に取り付けられ、予め充填された圧縮ガスを放出することで、前記噴射操作部材が操作された操作状態のときに前記流体を前記吹き出し口に送り出すための圧力を発生させるポンペと、

前記噴射操作部材が操作されていない無操作状態のときに前記ポンペの圧力を利用して、前記流体を送出させて前記内視鏡の熱源を冷却する冷却手段と、

前記無操作状態のときの前記流体の送出量を、前記操作状態のときよりも少量にする流量制御手段とを備えたことを特徴とする携帯型内視鏡装置。

【請求項 2】

前記吹き出し口に連通して前記流体を前記吹き出し口に向けて送り出す送出管路を、前記熱源の近くを通るように配設し、前記無操作状態のときに前記流体を冷媒として流すことにより、前記送出管路を前記冷却手段として兼用することを特徴とする請求項 1 記載の携帯型内視鏡装置。

【請求項 3】

前記熱源は、前記先端部に配置されていることを特徴とする請求項 2 記載の携帯型内視鏡装置。

【請求項 4】

前記送出管路は、前記先端部に配置された前記熱源の近傍の下流側で、前記吹き出し口に向かう吹き出し通路と、前記流体を前記先端部から前記操作部に向けて帰還させる帰還路との二股に分岐しており、その分岐点には、前記操作状態のときの前記流体の圧力ではオープンして前記流体を前記吹き出し通路へ流し、前記無操作状態のときの前記流体の圧力ではクローズして前記流体を前記帰還路へ流す流路切換弁が設けられていることを特徴とする請求項 3 記載の携帯型内視鏡装置。

【請求項 5】

前記流量制御手段は、前記噴射操作部材の操作に連動して、前記ポンペの圧力を調整する圧力調整手段であることを特徴とする請求項 1～4 いずれか記載の携帯型内視鏡装置。

【請求項 6】

前記流量制御手段は、前記噴射操作部材と一体に形成されるとともに、前記送出管路上に配置され、前記噴射操作部材の変位に応じて前記送出管路の開き量を調整するバルブであることを特徴とする請求項 1～5 いずれか記載の携帯型内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、携帯可能な携帯型内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、内視鏡装置を利用した医療診断が盛んに行われている。内視鏡装置の中には、例えば、回診時などに使用できるように、携帯が可能な携帯型内視鏡装置が開発されている（特許文献 1 参照）。携帯型内視鏡装置は、一般の内視鏡装置と同様に、体腔内に挿入される挿入部先端に照明窓や撮影ユニットを備えた内視鏡と、撮影ユニットから出力される信号に基づいて撮影画像を生成するプロセッサ装置とからなる。また、挿入部先端には、撮影レンズを洗浄するための洗浄用の気体や液体を噴射するノズルが設けられ、内視鏡内にはノズルへ気体や液体を送り出す送気・送水チャンネルが配設される。

【0003】

携帯型内視鏡装置では、携帯性を向上させるために様々な工夫がなされており、例えば、内視鏡内に LED などの照明用の光源を設けて、内視鏡とは別の光源装置を不要とした

10

20

30

40

50

り、バッテリーによって電源供給を行うことで、商用電源を不要としている。また、特許文献1に記載されているように、送気・送水を行うための圧力源として、一般に使用されるポンプの代わりに、予め所定容量のガスを圧縮充填したボンベを使用することが提案されている。

【0004】

また、光源を照明窓の内部に設けると、その発熱により挿入部が高温になり体腔内で火傷が生じる懸念がある。そればかりではなく、光源の発熱は、温度上昇による照射効率の低下、寿命短縮という光源そのものの性能や、近接して配置された撮像素子などの他の部品に悪影響を及ぼすおそれも高いため、光源の冷却対策に関して種々の提案がなされている（特許文献2～5参照）。

10

【0005】

特許文献2及び3では、送気・送水用の管路を光源の近傍を通るように配設して、その管路をLEDの冷却管として兼用させて、送気・送水時にLEDが冷却されるようにしている。また、特許文献4では、送気・送水用の管路とは別に光源冷却用の冷却管を設けて、ポンプによってその冷却管内に冷却水を循環させている。また、特許文献5では、LEDの熱に対する耐性を考慮して、LEDへの供給電流を制御する制御回路によって急激な温度上昇を抑制する技術が記載されている。

【特許文献1】特開2006-280535号公報

【特許文献2】特開2002-177197号公報

【特許文献3】特開平11-216113号公報

【特許文献4】特開2003-38437号公報

【特許文献5】特開2005-349189号公報

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献5の技術は、光源の性能を確保する目的は達成できるものの、体腔内の火傷や他の部品への影響を抑制する効果は得られない。特許文献2及び3の技術は、洗浄のための送気・送水を行ったときにしか管路に気体や液体が流れないので、そのときにしか冷却効果が発生しないため、高い冷却効果が得られないという問題があった。また、特許文献4の技術は、高い冷却効果は得られるものの、専用の冷却管路や冷媒送用のポンプを備えなければならないため、携帯性との両立が難しい。

30

【0007】

しかも、特許文献1に記載された内視鏡のように圧力源としてボンベを使用する場合には、ボンベの容量が限られているため、特許文献4の技術のようにポンプによって常時潤沢な冷媒を送り続けると、ボンベをすぐに使い切ってしまうので、使用時間がきわめて短くなってしまうという問題があった。

【0008】

本発明は、上記課題を解決するためになされたものであり、熱源に対する高い冷却効果を維持しつつ、限られた容量のボンベを使用した場合でも、長時間の使用が可能な携帯型内視鏡装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の携帯型内視鏡装置は、被検体内に挿入され先端部に流体の吹き出し口が設けられた挿入部と、前記挿入部の基端側に連設され、前記吹き出し口から前記流体を噴射するための噴射操作部材が設けられた操作部とを有する内視鏡と、前記操作部に交換可能に取り付けられ、予め充填された圧縮ガスを放出することで、前記噴射操作部材が操作された操作状態のときに前記流体を前記吹き出し口に送り出すための圧力を発生させるボンベと、前記噴射操作部材が操作されていない無操作状態のときに前記ボンベの圧力を利用して、前記流体を送出させて前記内視鏡の熱源を冷却する冷却手段と、前記無操作状態のときの前記流体の送出量を、前記操作状態のときよりも少量にす

50

る流量制御手段と、を備えたことを特徴とする。

【0010】

また、前記吹き出し口に連通して前記流体を前記吹き出し口に向けて送り出す送出管路を、前記熱源の近くを通るように配設し、前記無操作状態のときに前記流体を冷媒として流すことにより、前記送出管路を前記冷却手段として兼用することが好ましい。

【0011】

前記熱源は、例えば、前記先端部に配置されており、具体的には、光源、撮像素子、CPUなどの電気部品である。光源には、LEDやEL（エレクトロルミネセンス）などが含まれる。撮像素子には、CMOSなど、CCD以外の撮像素子も含まれる。

【0012】

また、前記送出管路は、前記先端部に配置された前記熱源の近傍の下流側で、前記吹き出し口に向かう吹き出し通路と、前記流体を前記先端部から前記操作部に向けて帰還させる帰還路との二股に分岐しており、その分岐点には、前記操作状態のときの前記流体の圧力ではオープンして前記流体を前記吹き出し通路へ流し、前記無操作状態のときの前記流体の圧力ではクローズして前記流体を前記帰還路へ流す流路切換弁が設けられていることが好ましい。

【0013】

また、前記流量制御手段は、前記噴射操作部材の操作に連動して、前記ポンベの圧力を調整する圧力調整手段や、前記噴射操作部材と一体に形成されるとともに、前記送出管路上に配置され、前記噴射操作部材の変位に応じて前記送出管路の開き量を調整するバルブであることが好ましい。もちろん、両者を選択的に使用してもよいし、組み合わせて使用してもよい。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、吹き出し口から流体を噴射するための噴射操作部材が操作されていない無操作状態のときには、操作状態のときよりも流体の送出量を少量にして、熱源を冷却するから、熱源が常に冷却されるので高い冷却効果が得られる。また、無操作状態のときの送出量は少量なので、限られた容量のポンベを使用した場合でも、長時間の使用が可能になる。

【0015】

また、流体を吹き出し口に向けて送り出す送出管路を、冷却手段として兼用するから、熱源の冷却に係る冷却構造の複雑化を防ぐことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

図1に示すように、携帯型内視鏡システム2は、携帯型内視鏡装置3と、モニタ4を有するプロセッサ装置5とから構成され、携帯型内視鏡装置3とプロセッサ装置5との信号授受を、電波を利用して行う、ワイヤレス型の内視鏡システムである。携帯型内視鏡装置3は、患者の体腔内に挿入される挿入部6と挿入部6の基端側に連設された操作部7とを有する内視鏡8を備えており、操作部7には送気・送水ユニット9が着脱自在に取り付けられる。

【0017】

挿入部6の先端には、CCDなどの撮像素子を含む撮像ユニットやLEDなどの照明用の光源が内蔵されている。撮像ユニットからの信号はプロセッサ装置5に出力されて、プロセッサ装置5は、受信した信号に対して画像処理を施して観察画像を生成し、モニタ4は、生成された観察画像を表示する。内視鏡8には、交換可能なバッテリー68（図7参照）が装填されており、撮像ユニットや光源は、このバッテリー68から給電を受けて動作する。

【0018】

図2に示すように、挿入部6の先端6aには、撮像素子の撮像面に像光を結像させるための対物レンズ11、観察対象に対して光を照射する照明窓12、鉗子の先端が突き出る

10

20

30

40

50

鉗子出口 1 3、対物レンズ 1 1 洗浄するために気体や液体が噴射される吹き出し口 1 4 a が形成されたノズル 1 4 が設けられている。挿入部 6 の先端部分は、所望の方向に向けられるように、操作部 7 に設けられたアングルノブ 1 5 を操作することで、上下左右方向に湾曲するようになっている。

【0019】

また、操作部 7 には、吹き出し口 1 4 a から気体や液体を噴射させる噴射操作を行うための送気・送水ボタン（噴射操作部材）1 6、体液や汚物等を吸引する吸引操作を行うための吸引ボタン 1 7、観察画像を記録媒体に記録するためのレリーズボタン 1 8、モニタ 4 に表示されるスルー画を一時停止させるフリーズボタン 1 9 などが設けられている。符号 2 1 は、鉗子を挿入するための鉗子チャンネルであり、一端に鉗子挿入口に接続して、他端が先端 6 a の鉗子出口 1 3 に接続している。この鉗子チャンネル 2 1 は、挿入部 6 内においては吸引チャンネルとして利用される。吸引ボタン 1 7 が押下されると、吸引ユニット（図示せず）が動作して、鉗子出口 1 3 を通じて被吸引物が吸引され、鉗子チャンネル 2 1 から分岐した回収チャンネルを通じて回収部（図示せず）に回収される。

【0020】

図 3 に示すように、送気・送水ユニット 9 には、送水用の液体が収容された貯留タンク 2 2 と、送気用の気体を収容したボンベ 2 3 とが設けられている。これら貯留タンク 2 2 とボンベ 2 3 は、ケース 2 4 に収容されている。液体や気体は、体内へ噴射されるので、貯留タンク 2 2 には、水や生理食塩水が収容され、ボンベ 2 3 には、炭酸ガスが収容される。貯留タンク 2 2 の収容量は、例えば、100cc～400cc 程度である。ボンベ 2 3 は、送気用の気体の供給源であるとともに、液体や気体を送気・送水チャンネル（送水管路）2 6 へ送り出して、ノズル 1 4 から噴射させるための送出圧を発生する圧力源である。ボンベ 2 3 には、所定容量の炭酸ガスが圧縮充填され、その炭酸ガスを放出することで、送出圧を発生させる。

【0021】

送気・送水ユニット 9 は、内視鏡 8 に交換可能に取り付けられているので、貯留タンク 2 2 やボンベ 2 3 内の液やガスを使い切った場合には、液やガスを充填済みの送気・送水ユニット 9 と交換される。もちろん、送気・送水ユニット 9 全体が交換されるようにしてもよいし、貯留タンク 2 2 やボンベ 2 3 を個別に交換できるようにしてもよい。また、ユニットや容器をそのまま再使用できるように、収容される液体や気体を補充できるようにしてもよい。

【0022】

送気・送水チャンネル 2 6 は、流体の供給源である送気・送水ユニット 9 と、その流体の吹き出し口が形成されたノズル 1 4 とをつなぐように、内視鏡 8 内に配設された流体送出経路であり、チューブやパイプなどによって構成される。送気・送水チャンネル 2 6 は、操作部 7 内においては、貯留タンク 2 2 から水を送り出す送水管路 2 8 と、ボンベ 2 3 から気体を送り出す送気管路 2 9 の 2 系統に分かれており、これら送水管路 2 8 と送気管路 2 9 は、ノズル 1 4 の上流側で合流して最終的には 1 本の経路となり、ノズル 1 4 へ接続する。

【0023】

上述のとおり、ノズル 1 4 から、気体や液体の流体を噴射させる噴射操作（送気操作及び送水操作）は、送気・送水ボタン 1 6 によって行われる。送気・送水ボタン 1 6 は、バルブ部材 3 1 とカバー部材 3 2 とからなる。バルブ部材 3 1 は、上端がカバー部材 3 2 から突出し、下方部分は、送気・送水チャンネル 2 6 上に配置されており、上下方向の変位によって噴射操作のオンオフ及び送気と送水の切り替えを行う。カバー部材 3 2 は、バルブ部材 3 1 の周囲を覆うとともに、バルブ部材 3 1 の上下方向の操作位置を術者に触知させるための部材として機能する。

【0024】

また、送気・送水チャンネル 2 6 は、熱源の冷却管路として兼用される。挿入部 6 の先端部分には、対物レンズ 1 1、撮像素子、駆動回路などからなる撮像ユニット 3 4 と、照

10

20

30

40

50

明窓 12 の後方には、発光素子として L E D を使用した光源ユニット 35 が設けられている。光源ユニット 35 は、点灯し続けると 70 度近くの高温に達するので、その熱によって挿入部 6 の先端部分の温度も上昇するので、その熱対策を講じないと、体腔内の火傷が生じるおそれがある。このように、光源ユニット 35 は、発熱が大きく、内視鏡 8 内の主要な熱源であり、送気・送水チャンネル 26 による冷却対象となる。

【0025】

送気・送水チャンネル 26 は、先端部において光源ユニット 35 の近傍を通過するように配設されている。送気・送水チャンネル 26 には、送気・送水ボタン 16 を押下して噴射操作をしたとき（操作状態）に送気や送水が行われるので、送気・送水チャンネル 26 内を流れる流体（液体や気体）が冷媒となって、光源ユニット 35 が冷却される。しかも、後述するように、内視鏡 8 では、操作状態だけでなく、送気・送水ボタン 16 を操作していない無操作状態のときにも、送気・送水チャンネル 26 に、ポンベ 23 からのガスが常時流れるようになっており、送気・送水ボタン 16 の操作状態に関わらず、光源ユニット 35 が冷却されるようになっている。また、無操作状態のときの送出量は、操作状態の送出量よりも少なくなるように流量が制御される。

【0026】

ポンベ 23 から放出されるガスは、炭酸ガスであり、これを体腔内に放出しても少量であれば問題はないが、大量のガスを放出すると、体内に吸収されて中毒を引き起こしたり、さらに量が多くなると膨張による破裂などの懸念もある。そのため、無操作状態のときに、送気・送水チャンネル 26 に冷却のために送出された冷却用のガスがノズル 14 から体内へ放出されないように、冷却用ガスを回収するための帰還路 36 が設けられている。

【0027】

帰還路 36 は、光源ユニット 35 の近傍の下流側、かつ、ノズル 14 の上流側において、送気・送水チャンネル 26 から分岐した流路である。帰還路 36 は、内視鏡 8 内に配設されており、挿入部 6 から操作部 7 の方向に向かってガスを帰還させる。帰還路 36 の一端は、操作部 7 に形成された排出口 36 a に接続されている。この排出口 36 a にはチューブ 27 を介して回収タンク 39 が取り付けられており、帰還路 36 を通って冷却用のガスが回収タンク 39 へ回収される。これにより、冷却用のガスがノズル 14 から体腔内へ放出されることが防止される。

【0028】

図 4 に示すように、送気・送水チャンネル 26 は、該チャンネル 26 の主流であり、ノズル 14 へ向かう吹き出し通路 37 と、帰還路 36 との二股に分岐しており、その分岐点の近傍の吹き出し通路 37 上には、流路切換弁 38 が設けられている。流路切換弁 38 は、送気・送水チャンネル 26 を流れる流体の進路を、吹き出し通路 37 と帰還路 36 の一方に選択的に切り換える。また、流路切換弁 38 は、逆止弁が使用されており、送気・送水チャンネル 26 から吹き出し口 14 a に向かう順方向の流れを許容し、吹き出し口 14 a から挿入部 6 の内部に向かう逆方向の流れを遮断して、体液などの進入を阻止する。

【0029】

流路切換弁 38 は、初期状態では閉鎖（クローズ）されており、所定値以上の圧力がかかると、その間、開放（オープン）される。この開閉の閾値は、送気・送水ボタン 16 が操作されていない無操作状態のときに冷却用として送出されるガスの圧力と、操作状態のときに噴射用として送出されるガスの圧力に応じて決められる。これにより、冷却用のガスは帰還路 36 に流され、他方、噴射用のガスはノズル 14 に向けて流される。

【0030】

電磁弁 40 は、帰還路 36 上に配置されており、初期状態では開放されて（オープンして）帰還路 36 から排出口 36 a に向かう流れを許容し、他方、流路切換弁 38 が開放（オープン）したときには、クローズして（閉じて）帰還路 36 を遮断する弁である。送気・送水ボタン 16 が操作されると、送気・送水チャンネル 26 を通じて送出される流体の圧力により流路切換弁 38 が開放して、ノズル 14 から流体が噴射される。一方、送気・送水チャンネル 26 を流れる流体は、分岐した帰還路 36 にも向かう。帰還路 36 が常時

開放されていると、帰還路 36 を流れる流体が排出口 36 a から排出されて無駄に消費されることになる。電磁弁 40 を設けることで、噴射操作が行われたときには、帰還路 36 が遮断されるので、送気・送水チャンネル 26 に送出された流体は、すべてノズル 14 に向かう。こうして、流体の無駄な消費を防止している。

【0031】

また、送気・送水チャンネル 26 は、光源ユニット 35 の周囲を螺旋状に取り巻くように配設されている。これにより、熱交換が行われる部分の面積が大きくなる。この面積が大きいほど冷却効果は向上する。もちろん、本例のように、螺旋状に取り巻く必要はなく、熱交換が行われる部分の面積が広がるような配設の仕方であればよい。また、必ずしも、光源ユニット 35 を取り巻くように配設しなくてもよく、光源ユニット 35 の近傍であればよい。なお、図 2 においては、図面の乱雑を避けるため、送気・送水チャンネル 26 を簡略化して図示し、上記光源ユニット 35 の周囲における配設状態の図示を省略している。

10

【0032】

図 5 に示すように、送水管路 28 と送気管路 29 は、それぞれ連結チューブ 41, 42 を介して送気・送水ユニット 9 と連結される。連結チューブ 41 は、一端が貯留タンク 22 内に配設され、該タンク 22 内の液を連結チューブ 41 に送出するためのパイプ 43 と接続される。連結チューブ 42 は、一端がポンベ 23 の供給口と接続され、ポンベ 23 内のガスを連結チューブ 42 に送出するためのパイプ 44 と接続される。パイプ 44 は、ポンベ 23 の供給口から、連結チューブ 42 へ向かう主流管 44 a と、貯留タンク 22 へ向かう支流管 44 b の二股に分岐している。

20

【0033】

こうした構成により、ポンベ 23 が発生する圧力によって、送気や送水が行われる。すなわち、送気時には、ポンベ 23 から放出されたガスが、主流管 44 a から連結チューブ 42 を通って、送気管路 29 へ流れる。送水時には、ポンベ 23 から放出されたガスが、支流管 44 b に流れて、貯留タンク 22 内へ流れ込み、その内部の液面に圧力をかける。これにより、貯留タンク 22 へ流れ込んだガスの容積分だけ、液体がパイプ 43 を通って貯留タンク 22 外へ押し出されて、送水管路 28 へ送出される。

【0034】

ポンベ 23 は、炭酸ガスが圧縮して充填されているが、その内部では、およそ 60 MPa の圧力がかかっている。この圧力で体腔内へ流体を放出することはできないので、ポンベ 23 の供給口には、体腔内で許容される圧力値に減圧するレギュレータ 46 が設けられている。具体的には、レギュレータ 46 は、60 MPa の圧力を約 $1/1000$ (60 KPa) ~ $1/1100$ (54.5 KPa) に減圧する。レギュレータ 46 には、60 KPa ~ 54.5 KPa の範囲で圧力を調整するための調整ネジ 47 が設けられている。

30

【0035】

調整ネジ 47 には、これを回動させるためのアクチュエータ 48 が取り付けられている。アクチュエータ 48 は、送気・送水ボタン 16 の操作に連動して作動して、ポンベ 23 が発生する圧力を 60 KPa (高圧) と 54.5 KPa (低圧) に選択的に切り換える。具体的には、送気・送水ボタン 16 が無操作状態 (初期状態) のときには、調整ネジ 47 は低圧側に設定されており、該ボタン 16 が操作状態に遷移すると、アクチュエータ 48 が、調整ネジ 47 を高圧側に回動させて、圧力が高圧に設定される。そして、送気・送水ボタン 16 が再び無操作状態になると、アクチュエータ 48 は調整ネジ 47 を低圧側に回動させて、圧力を低圧に戻す。本実施形態では、送気・送水ボタン 16 の操作に連動して、ポンベ 23 の圧力を調整する圧力調整手段は、調整ネジ 47 とアクチュエータ 48 とを備えて構成されている。

40

【0036】

上述したとおり、ポンベ 23 が放出するガスは、無操作状態では、冷媒として使用されるが、無操作状態のポンベ 23 の圧力を低圧にすることで、単位時間当たりのガスの放出量が減るので、操作状態に関わらず常に一定圧で送出し続ける場合に比べて、ポンベ 23

50

の使用可能時間を延ばすことができる。また、この圧力変化によって、上記流路切換弁 38 の開閉が制御される。符号 49 は、ポンペ 23 のガスの放出をオンオフする開閉バルブ 49 であり、内視鏡 8 を使用する際には、開閉バルブ 49 が開かれる。

【0037】

送気・送水ボタン 16 を構成するバルブ部材 31 は、例えば、略円柱形状をしており、その下方部分を、操作部 7 内に設けられたシリンダ部材 50 に嵌入させて取り付けられる。シリンダ部材 50 には、送水管路 28、送気管路 29、連結チューブ 41、42 のそれぞれと接続する接続孔 50a～50d が形成されている。バルブ部材 31 には、送水用通路 31L、送気用通路 31G、冷却用通路 31C の 3 つの通路が形成されている。送水用通路 31L は、接続孔 50b、50d を介して送水管路 28 と連結チューブ 41 とを連通させる。送気用通路 31G は、接続孔 50a、50c を介して送気管路 29 と連結チューブ 42 とを連通させる。

10

【0038】

送水用通路 31L と送気用通路 31G は、それぞれ流路断面積がほぼ同じである。冷却用通路 31C は、送気用通路 31G と同様に、送気管路 29 と連結チューブ 42 を連通させるが、冷却用通路 31C は、送気用通路 31G よりも流路断面積が小さくなるように形成されている。これら各通路 31L、31G、31C は、例えば、バルブ部材 31 を貫通する貫通孔として形成されている。もちろん、貫通孔ではなく、バルブ部材 31 の周面に 3 本の溝を形成して、各通路 31L、31G、31C を構成してもよい。

【0039】

20

バルブ部材 31 及びカバー部材 32 は、それぞれバネ 51、52 によって上方に向けて付勢されている。カバー部材 32 は、図示しない抜け止め部が操作部 7 に形成された円筒形のボスと係合して上端位置が決められている。バルブ部材 31 は、図示しない抜け止め分がカバー部材 32 と係合して上端位置が決められている。この上端位置が送気・送水ボタン 16 の初期位置であり、該ボタン 16 は、無操作状態のときには初期位置に位置する。

【0040】

また、シリンダ部材 50 の下方には、送気・送水ボタン 16 が操作状態にあるか無操作状態にあるかを検知するための検知センサ 53 が設けられている。検知センサ 53 は、シリンダ部材 50 の内周面から突出するオフ位置と、バルブ部材 31 と当接することによりシリンダ部材 50 の内部に押し込まれるオン位置との間で変位可能なスイッチ片 53a を備えている。スイッチ片 53a は、バネ（図示せず）によりオフ位置に向けて付勢されており、バルブ部材 31 の下降によってオン位置に押し込まれると接点が導通して、検知センサ 53 がオンする。

30

【0041】

検知センサ 53 は、スイッチ片 53a がオン位置にある間、検知信号を出力し、スイッチ片 53a がオフ位置にあるときに、オフして検知信号の出力を停止する。検知センサ 53 がオンすると、アクチュエータ 48 は、調整ネジ 47 を高圧側に回動させ、検知センサ 53 がオフすると、調整ネジ 47 を低圧側に復帰させる。また、この検知センサ 53 の検知信号に基づいて、電磁弁 40 の開閉が制御される。すなわち、オフしているときには、電磁弁 40 が開いて帰還路 36 が開放され、オンしたときに電磁弁 40 を閉じて帰還路 36 が遮断される。

40

【0042】

図 5 は、送気・送水ボタン 16 が初期位置にある状態（無操作状態）を示しており、この初期位置では、冷却用通路 31C が、接続孔 50a、50c のそれぞれと対向する位置にあり、それらを介して、送気管路 29 と連結チューブ 42 を連通させる。この初期位置では、送気用通路 31G は、接続孔 50a、50c との対向位置から退避しており、送水用通路 31L も、接続孔 50b、50d との対向位置から退避する。そのため、送水管路 28 は、バルブ部材 31 によって遮断される。したがって、無操作状態のときには、送気・送水ユニット 9 から供給されたガスが、冷却用通路 31C を通って送気管路 29 へ送り

50

出される。この初期位置では、検知センサ 53 がオフしているので、ポンベ 23 の圧力は低圧に設定される。そのため、流路切換弁 38 は、開放せず、送出されたガスは、ノズル 14 へ送られずに、帰還路 36 を通って排出される。

【0043】

また、冷却用通路 31 C は、送気用通路 31 G よりも流路断面積が小さいので、送出量も絞られる。すなわち、ポンベ 23 の圧力を低圧にするとともに、バルブ部材 31 の流路断面積を小さくすることにより、無操作状態のときの送出量を２段階で絞っている。このように２段階で絞るようにすれば、例えば、ポンベ 23 の圧力を調整するためのアクチュエータ 48 の調整範囲を小さくすることもできるので、ポンベ 23 の圧力調整のみで送出量を絞る場合に比べて、アクチュエータ 48 の小型化が可能になる。また、バルブ部材 31 だけで送出量を絞る場合に比べて、バルブ部材 31 にかかる圧力を小さくできるので、バルブ部材 31 の耐圧設計の要件を緩和できるなど、設計の自由度を大きくすることができる。もちろん、本例では、送出量を２段階で絞る例で説明しているが、ポンベ 23 の圧力、または、バルブ部材 31 の一方だけで絞るようにしてもよい。

【0044】

図 6 (A), (B) は、送気・送水ボタン 16 を押下した操作状態を示す説明図である。図 6 (A) に示すように、バルブ部材 31 を初期位置から、一段階下方へ押下した位置は、ノズル 14 から気体の噴射が行われる送気位置であり、この送気位置では、冷却用通路 31 C が接続孔 50 a, 50 c との対向位置から退避して、その代わりに、送気用通路 31 G が接続孔 50 a, 50 c と対向するとともに、送水用通路 31 L も、接続孔 50 b, 50 d との対向位置から退避しており、送水管路 28 は遮断されている。また、この送気位置では、検知センサ 53 はオンするので、ポンベ 23 の圧力も高圧に設定される。また、送気用通路 31 G は、冷却用通路 31 C よりも流路断面積が大きいので、冷却時に比べて、ポンベ 23 は多量のガスを放出する。これにより、送気管路 29 にも多量のガスが送出されるとともに、圧力も高いので流路切換弁 38 が開放して、ノズル 14 から体腔内へガスが噴射される。

【0045】

また、バルブ部材 31 が送気位置にあるときには、バルブ部材 31 の上面の高さが、カバー部材 32 が初期状態のときの上面の高さと、同じ高さになるようになっている。これにより、バルブ部材 31 を押し込むときに、バルブ部材 31 を操作する術者の指が、カバー部材 32 の上面に触れることで、バルブ部材 31 が送気位置に達したことを、術者が感知できるようにしている。

【0046】

図 6 (B) に示すように、送気位置にあるバルブ部材 31 を、カバー部材 32 とともにもう一段階押し込むと、送水位置に達する。送水位置では、カバー部材 32 の下端が操作部 7 の外周面と当接するとともに、バルブ部材 31 の下端もシリンダ部材 50 の床面と当接する。これにより、術者はバルブ部材 31 が送水位置に達したことを感知できる。この送水位置では、送気用通路 31 G が、送水用通路 31 L が接続孔 50 b, 50 d と対向して、連結チューブ 41 と、送水管路 28 とを連通させる。他方、送気用通路 31 G, 冷却用通路 31 C は、ともに、接続孔 50 a, 50 c との対向位置から退避しているので、送気管路 29 は遮断される。したがって、ポンベ 23 の圧力は、支流管 44 b を介して貯留タンク 22 へ伝わり、連結チューブ 41, 送水用通路 31 L を通じて送水管路 28 へ送出される。この送水位置でも、送気位置と同様に、検知センサ 53 はオンしているので、ポンベ 23 の圧力は高圧に設定されているので、流路切換弁 38 が開放して、ノズル 14 から液体が噴射される。

【0047】

図 7 に示すように、CPU 60 は、携帯型内視鏡装置 3 の全体の動作を統括的に制御する。CPU 60 には、リリースボタン 18、フリーズボタン 19、電磁弁 40、検知センサ 53、アクチュエータ 48 が接続されている。また、CPU 60 には、携帯型内視鏡装置 3 の動作を制御するための各種プログラムやデータが記憶された ROM 61 が接続され

ている。CPU 60は、ROM 61から制御プログラムやデータをロードして、制御プログラムに記述された処理ステップを実行することで制御を行う。

【0048】

検知センサ53は、送気・送水ボタン16の操作によってオンすると、CPU 60に検知信号を出力する。CPU 60は、この検知信号に基づいて、電磁弁40やアクチュエータ48を作動させる。リリースボタン18，フリーズボタン19が操作されると、CPU 60は、その操作信号にも基づいて、撮像ユニット34やプロセッサ装置5を制御する。

【0049】

光源ユニット35は、LED及びこれ駆動する駆動回路からなり、携帯型内視鏡装置3の電源をオンすると点灯する。なお、携帯型内視鏡装置3の電源をオンしている間に、LEDを一時的に消灯できるようにLEDの点灯／消灯を切り換えるスイッチを設けてもよい。こうしたスイッチを設ければ、LEDを一時的に消灯させて熱の発生を抑えることも可能となる。

【0050】

AFE 64は、撮像ユニット34から出力された撮像信号に対して、相関二重サンプリング、増幅、およびA/D変換を施して、撮像信号をデジタルの画像信号に変換する。

【0051】

変調部65は、AFE 64から出力されたデジタルの画像信号に対して、例えばデジタル直交変調を施してRF信号を生成する。送信部66は、アンテナ67を介して、変調部65で生成されたRF信号を、所定の周波数帯域（例えば、1.2GHzまたは2.4GHzなど）をもつ電波としてプロセッサ装置5に送信する。

【0052】

バッテリー68は、例えば、定格電圧1.2Vのニッケル－水素電池が2個直列接続されたものであり、電力供給部69に接続されている。バッテリー68の電力は、電力供給部69から、携帯型内視鏡装置3の各部に供給される。

【0053】

次に、上記のように構成された携帯型内視鏡システム2の作用について説明する。携帯型内視鏡システム2を使用する際には、ガスや液体が充填された送気・送水ユニット9を、操作部7に装着する。電源を入れると、撮像ユニット34が動作を開始するとともに、光源ユニット35が点灯する。

【0054】

術者は、挿入部6を体腔内に挿入して、モニタ4を通じて体腔内を観察する。開閉バルブ49を開くと、ポンベ23のガスの放出が開始される。図5に示すように、術者が、送気・送水ボタン16を操作していない無操作状態のときには、検知センサ53はオフしているので、ポンベ23の圧力は低圧（54.5KPa）に設定されるとともに、冷却用通路31Cによって送気管路29と連結チューブ42が連通する。

【0055】

こうしてポンベ23と冷却用通路31Cによって流量が絞られたガスが送気管路29へ送出される。このガスが冷媒として利用されて、光源ユニット35を冷却する。この冷却用の送気では、流路切換弁38は開かないので、光源ユニット35を通過したガスは、帰還路36を通じて回収タンク39に回収される。このように、送気・送水ボタン16が操作されていない状態でも、ポンベ23の圧力を利用して、熱源の冷却が行われるので、高い冷却効果が得られる。また、冷却用の送出量は、操作状態のときの送出量と比べて、少量なので、ポンベ23を長持ちさせることができる。また、冷却用のガスを回収して体腔内へ放出されないようにしているので、炭酸ガスによる中毒や体腔内の過度の膨張が防止される。

【0056】

さらに、送気・送水チャンネル26を冷却管として兼用しているから、冷却管路を個別に設ける場合と比較して、簡易な構造にできる。また、本例のように、冷却対象の熱源が先端部にある場合には、挿入部の大径化も抑止される。

10

20

30

40

50

【0057】

図6(A), (B)に示すように、送気・送水ボタン16が押下されて、バルブ部材31が送気位置又は送水位置に達すると、送水用通路31L又は送気用通路31Gによって、送水管路28又は送気管路29が連通する。そして、検知センサ53がオンするので、ポンベ23の圧力は高圧(60KPa)に設定され、その圧力で送水管路28又は送気管路29へガス又は液体が送出される。このときの流体の圧力は高いので、流路切換弁38が開放されて、送出された流体がノズル14から噴射される。また、検知センサ53がオンしている間、電磁弁40は閉じられるので、回収タンク39へ流体が流れることはなく、流体の無駄な消費が抑制される。

【0058】

上記実施形態では、ポンベ23が放出するガスを冷媒として兼用する例で説明したが、図8及び図9に示すように、貯留タンク22に収容される液体を冷媒として兼用してもよい。図8及び図9において、上記実施形態のものと同様の構成部材には同一の符号を付し、その詳細な説明を簡略化する。上記実施形態と本実施形態の変更点は、バルブ部材31に形成された冷却用通路31Cの位置である。

【0059】

本実施形態では、冷媒として貯留タンク22内の液体を使用するので、図8に示すように、無操作状態のときに、冷却用通路31Cと接続孔50b, 50dとが対向するように、冷却用通路31Cが形成される。そして、無操作状態のときには、検知センサ53がオフしているのでポンベ23が低圧に設定され、その圧力によって貯留タンク22内の液体が冷却用通路31Cを通じて送水管路28に送出される。このときの圧力では、流路切換弁38は開かないので、液体は、帰還路36を通じて回収タンク39に回収される。また、冷却時の送出量はポンベ23の圧力調整や冷却用通路31Cによって絞られるので、貯留タンク22の液体を有効に利用できる。

【0060】

そして、送気・送水ボタン16が操作されて、送水位置又は送気位置に移動すると、図9(A), (B)に示すように、送水用通路31L又は送気用通路31Gを通じて送気又は送水が行われる。このときは、検知センサ53がオンしてポンベ23の圧力が高圧になるので、高い流体の圧力が流路切換弁38にかかり、開放されてノズル14から流体が噴射される。なお、液体を冷媒として使用する場合には、回収した液体を収容する回収タンク39を貯留タンク22と同じ構造にして、貯留タンク22の交換用のタンクとして使用してもよい。

【0061】

また、上記実施形態では、冷却対象となる熱源を光源ユニットとする例で説明したが、CPU、撮像ユニット、バッテリーなど他の熱源を冷却対象としてもよいし、複数種類の熱源を冷却対象としてもよい。熱源を複数種類としても、冷却管路を複数の熱源の近傍を通るように配設すれば、冷媒の量が増加することなく冷却が可能である。また、熱源は挿入部に配置されていなくてもよく、操作部に配置された熱源を冷却対象としてもよい。

【0062】

さらに、上記実施形態では、送気・送水チャンネルを冷却管路として兼用した例で説明したが、必ずしも兼用しなくてもよく、該チャンネルとは別に冷却管路を設けてもよい。冷却管路を別に設ける場合には、送気・送水チャンネルと完全に別系統にしてもよいし、送気・送水チャンネルの途中から分岐させてもよい。

【0063】

また、上記実施形態では、ポンベのオンオフを切り換える開閉バルブを設けた例で説明したが、開閉バルブを設けずに、送気・送水ユニットを操作部に装着することによって、ポンベが自動的にオンするようにしてもよい。

【0064】

さらに、上記実施形態では、送気・送水ボタンの操作に連動して、流体の送出量に変化するようにしているが、送気・送水ボタンとは別に、送出量を調整する調整手段を設けて

10

20

30

40

50

もよい。

【0065】

また、上記実施形態では、携帯型内視鏡装置とプロセッサ装置とが無線で通信する携帯型内視鏡システムを例に説明したが、有線で通信するものでもよい。

【0066】

さらに、上記実施形態では、送気及び送水の両方を行う携帯型内視鏡装置に本発明を適用した例で説明したが、送気及び送水のいずれか一方を行うものにも本発明を適用可能である。

【0067】

また、上記実施形態では、体腔内を観察する携帯型内視鏡装置を用いて説明を行ったが、被検体はこれに限られず、例えば配管の検査に用いられる携帯型内視鏡装置に本発明を適用してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0068】

【図1】 携帯型内視鏡システムを示す概略構成図である。

【図2】 挿入部の先端部を示す斜視図である。

【図3】 内視鏡装置の内部を示す概略構成図である。

【図4】 挿入部の先端部を示す側面断面図である。

【図5】 無操作状態のときの送気・送水チャンネルの状態を示す説明図である。

【図6】 操作状態のときの送気・送水チャンネルの状態を示す説明図である。

【図7】 携帯型内視鏡装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図8】 冷媒として液体を使用する場合の無操作状態を示す説明図である。

【図9】 冷媒として液体を使用する場合の操作状態を示す説明図である。

【符号の説明】

【0069】

2 携帯型内視鏡システム

3 携帯型内視鏡装置

6 挿入部

6b 吹き出し口

7 操作部

8 内視鏡

9 送気・送水ユニット

16 送気・送水ボタン（噴射操作部材）

22 貯留タンク

23 ポンベ

26 送気・送水チャンネル（送出管路）

31 バルブ部材

31L 送水用通路

31G 送気用通路

31C 冷却用通路

34 撮像ユニット

35 光源ユニット

36 帰還路

38 流路切換弁

46 レギュレータ

47 調整ネジ

48 アクチュエータ

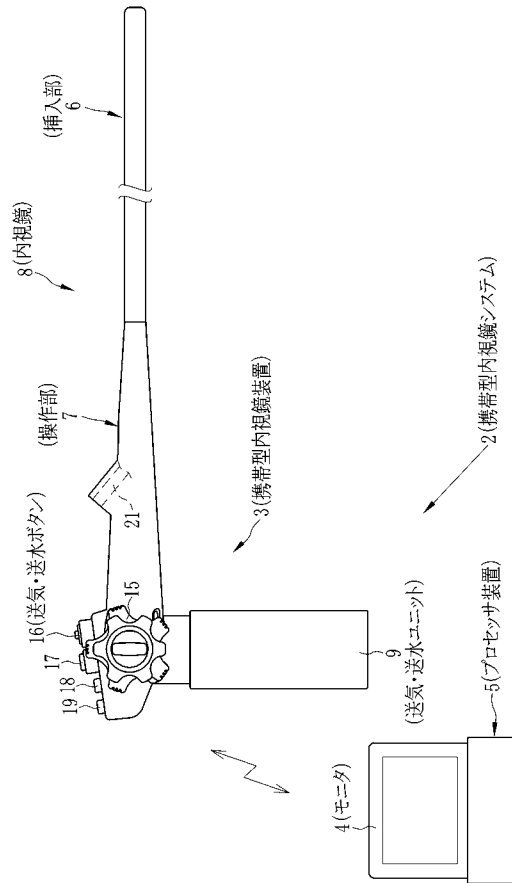
10

20

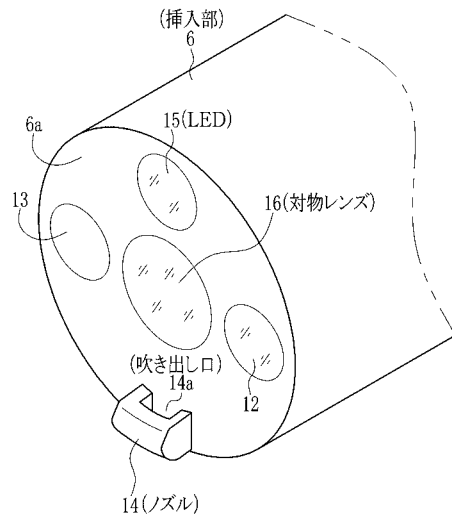
30

40

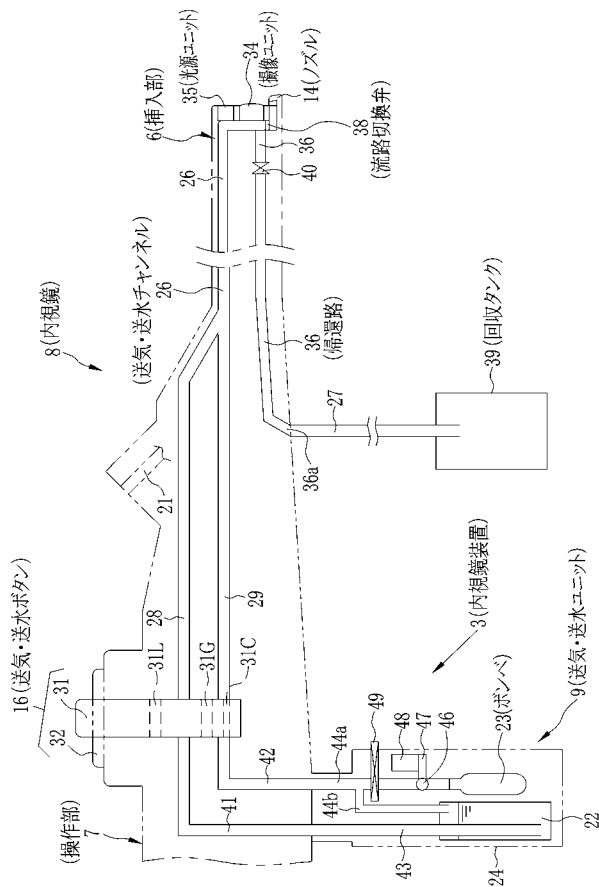
【図 1】



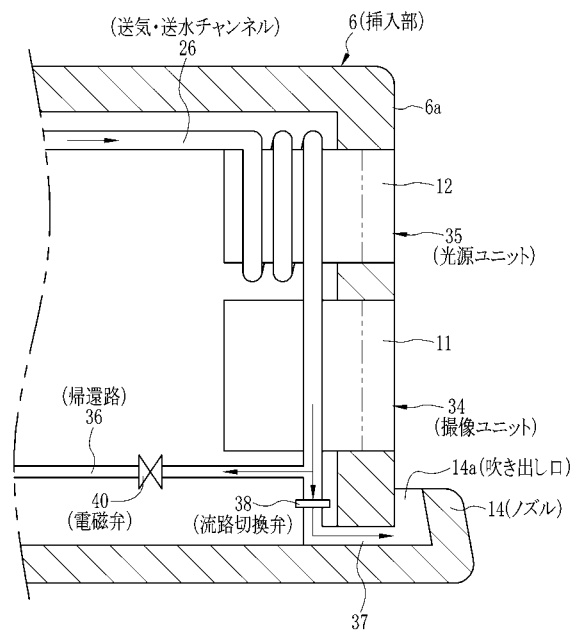
【図 2】



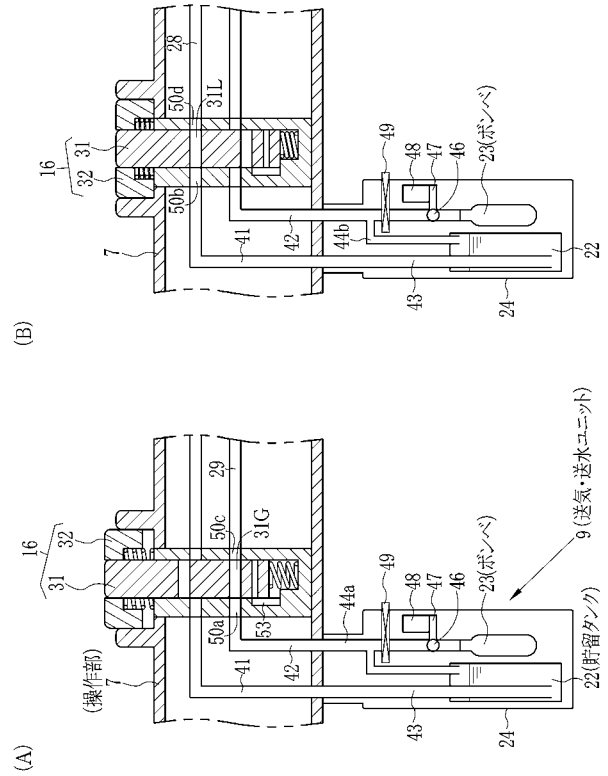
【図 3】



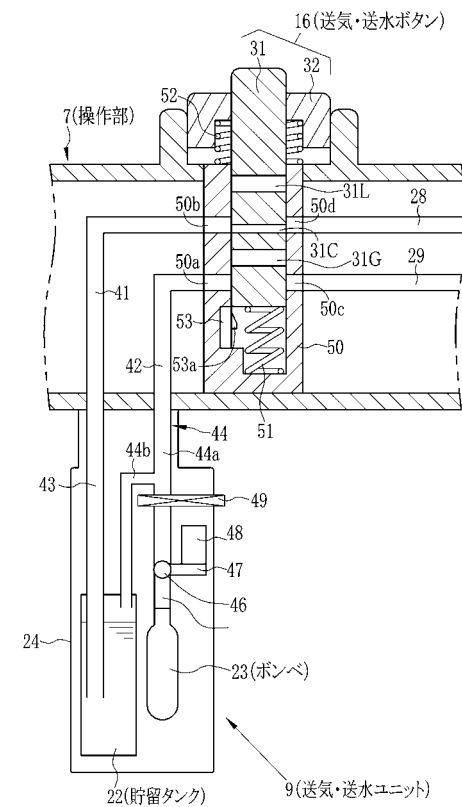
【図 4】



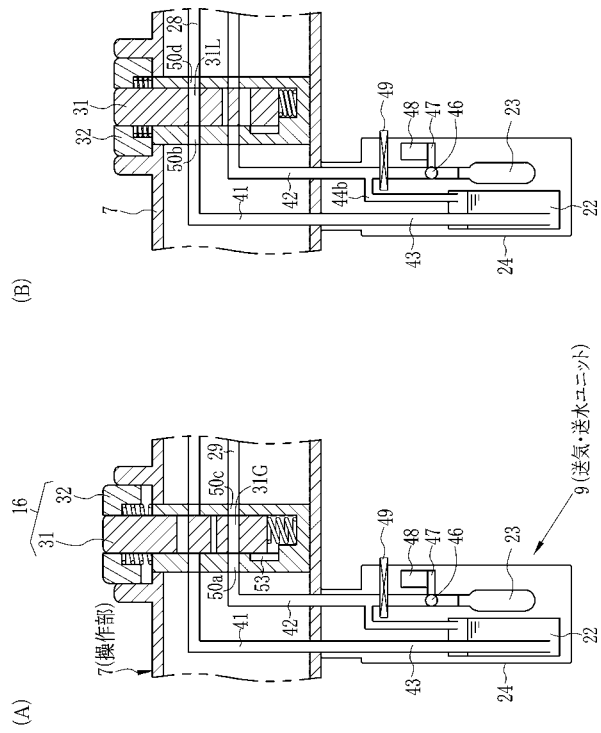
【図 6】



【图 8】



【図 9】



专利名称(译)	便携式内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2009077762A	公开(公告)日	2009-04-16
申请号	JP2007247237	申请日	2007-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	阿部一則		
发明人	阿部 一則		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.A A61B1/00.332.A A61B1/00.332.C G02B23/24.A A61B1/00.710 A61B1/015.511 A61B1/015.513 A61B1/06.531 A61B1/12.531 A61B1/12.542		
F-TERM分类号	2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/DA57 4C061/CC06 4C061/FF12 4C061/FF42 4C061/HH02 4C061/HH03 4C061/HH04 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP15 4C061/QQ06 4C161/CC06 4C161/FF12 4C161/FF42 4C161/HH02 4C161/HH03 4C161/HH04 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP15 4C161/QQ06		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：即使在使用容量有限的气缸的情况下，也能够长期使用，同时保持对热源的高冷却效果。 便携式内窥镜装置（3）包括具有插入部（6）和操作部（7）的内窥镜（8）。具有储罐22和气缸23的空气/水供应单元9附接到操作单元7。操作单元7设有空气/供水按钮16。供气/供水通道26布置成在设置在插入部6的远端部处的光源单元35附近通过。当不操作空气/供水按钮16时，将气体供应到空气/供水通道26。用于调节压力的调节器46设置在气缸23的供应口处。当不操作空气/供水按钮16时，致动器48和调节螺钉47将压力调节至54.5KPa，并且当空气/供水按钮16处于操作状态时将压力调节至60Kpa。[选择图]图5

