

(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2010-259565

(P2010-259565A)

(43) 公開日 平成22年11月18日(2010.11.18)

(51) Int.Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

F1

A61B 1/00 332

テーマコード (参考)

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2009-111818 (P2009-111818)
 (22) 出願日 平成21年5月1日(2009.5.1)

(71) 出願人 000113263
 HOYA株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100090169
 弁理士 松浦 孝
 (74) 代理人 100147762
 弁理士 藤 拓也
 (74) 代理人 100156476
 弁理士 潮 太朗
 (72) 発明者 齋藤 恵一
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HO
 YA株式会社内
 Fターム(参考) 4C061 FF42 HH02 HH03 HH09 HH57
 JJ11

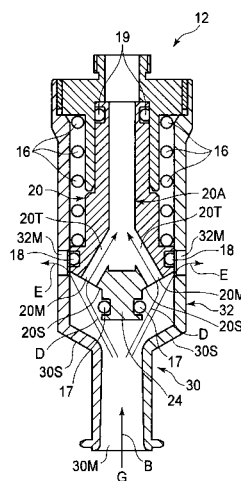
(54) 【発明の名称】 内視鏡用アダプタ

(57) 【要約】

【課題】体腔内に気体が過剰に供給されることを確実に防止し、安全性を確保するとともに内視鏡観察の作業効率を良好に保つ内視鏡用アダプタを実現する。

【解決手段】アダプタの気体供給部12には、ピストン20とシリンダ30とが設けられている。矢印Bの示すように、不燃性ガスGが供給口30Mに供給されると、ピストン20は上方に移動する。そして通気路20Aが供給口30Mに連通すると、不燃性ガスGが、矢印Dの示すように通気路20Aに流入し、内視鏡の送気管路を介して体腔内に供給される。不燃性ガスGの供給量が過剰になってピストン20がさらに上方まで移動すると、供給口30Mと通気口32Mとが連通する。この結果、不燃性ガスGの一部は、矢印Eの示すように通気口32Mからアダプタの外部に流出し、体腔内への過剰供給が防止される。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡の送気管路を介して体腔内に気体を供給するための内視鏡用アダプタであって、前記送気管路に通じる通気路が設けられたピストンと、通気口を有する側壁と、前記気体が供給される供給口とが設けられたシリンダと、前記ピストンを前記供給口側に付勢する付勢部材とを備え、前記供給口から前記気体が供給されることにより、前記ピストンが前記付勢部材の付勢力に対抗して前記シリンダ内で移動するとともに前記気体が前記通気路を介して前記送気管路に供給され、供給される前記気体の流量が所定量を超えると、前記供給口と前記通気口とが連通する連通位置まで前記ピストンが移動して前記気体の一部が前記通気口から前記アダプタの外部に流出することを特徴とする内視鏡用アダプタ。

10

【請求項 2】

前記ピストンが、前記供給口側に突出した突出部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用アダプタ。

【請求項 3】

前記ピストンが、前記気体が供給されていない状態における初期位置から移動することにより、前記通気路が前記供給口に連通することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用アダプタ。

【請求項 4】

前記通気路における前記供給口側の先端領域が、前記ピストンの長手方向に対して傾いていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用アダプタ。

20

【請求項 5】

前記通気路における前記供給口側の先端開口が前記側壁に対して垂直に接するように、前記ピストンにおける前記供給口側の領域が傾斜していることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡用アダプタ。

【請求項 6】

前記ピストンと前記シリンダ間の隙間を密閉する密閉部材をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用アダプタ。

【請求項 7】

前記シリンダにおいて、前記供給口からの距離が異なる複数の前記通気口が設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用アダプタ。

30

【請求項 8】

前記気体が不燃性ガスであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用アダプタ。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡に取り付けられるアダプタに関し、特に内視鏡を介して体腔内に気体を供給するための内視鏡用アダプタに関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡による観察動作において、気体を体腔内に送り込む場合がある。このような気体としては、例えば、体腔内を膨らませるための空気や、大腸内における高周波処置の際の高周波電流による火花の発生を防止するための不燃性ガスが挙げられる。これらの気体を送り込む際に、内視鏡に着脱自在なアダプタを用いることが知られている（特許文献 1 参照）。

40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献 1】特許第 2 6 2 7 5 2 0 号公報

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】**【0004】**

体腔内に気体を送り込む際に、内視鏡にアダプタを取り付けて使用した場合においても、気体の過剰な供給を防止することはできない。このため、ガスポンベの故障等により気体が過剰に供給され得る状態になると、安全性確保のために内視鏡観察および送気が中断される。さらに、内視鏡観察の再開のためにはガスポンベを正常なものに交換するといった作業が必要となる。従って、気体の過剰な供給を防止できない場合、内視鏡観察作業の効率が低下してしまう。

【0005】

本発明は、体腔内に気体が過剰に供給されることを確実に防止し、安全性を確保するとともに内視鏡観察の作業効率を良好に保つ内視鏡用アダプタの実現を目的とする。

10

【課題を解決するための手段】**【0006】**

本発明の内視鏡用アダプタは、内視鏡の送気管路を介して体腔内に気体を供給するための内視鏡用アダプタである。内視鏡用アダプタは、送気管路に通じる通気路が設けられたピストンと、通気口を有する側壁および気体が供給される供給口が設けられたシリンダと、ピストンを供給口側に付勢する付勢部材とを備えている。そして内視鏡用アダプタにおいては、供給口から気体が供給されることにより、ピストンが付勢部材の付勢力に対抗してシリンダ内で移動するとともに気体が通気路を介して送気管路に供給され、供給される気体の流量が所定量を超えると、供給口と通気口とが連通する連通位置までピストンが移動して気体の一部が通気口からアダプタの外部に流出する。

20

【0007】

ピストンは、供給口側に突出した突出部を有することが好ましい。内視鏡用アダプタにおいては、ピストンが、気体が供給されていない状態における初期位置から移動することにより、通気路が供給口に連通することが好ましい。

【0008】

通気路における供給口側の先端領域は、ピストンの長手方向に対して傾いていることが好ましい。この場合、通気路における供給口側の先端開口が側壁に対して垂直に接するように、ピストンにおける供給口側の領域が傾斜していることがより好ましい。

【0009】

内視鏡用アダプタは、ピストンとシリンダ間の隙間を密閉する密閉部材をさらに有することが好ましい。また、シリンダにおいては、供給口からの距離が異なる複数の通気口が設けられていることが好ましい。上述の気体は、例えば、不燃性ガスである。

30

【発明の効果】**【0010】**

本発明によれば、体腔内に気体が過剰に供給されることを確実に防止し、安全性を確保するとともに内視鏡観察の作業効率を良好に保つ内視鏡用アダプタを実現できる。

【図面の簡単な説明】**【0011】**

【図1】第1の実施形態のアダプタが使用されている内視鏡を概略的に示す図である。

40

【図2】第1の実施形態のアダプタと、アダプタが着脱される部材とを示す斜視図である。

【図3】第1の実施形態のアダプタの一部と、アダプタが着脱される部材とを示す斜視断面図である。

【図4】不燃性ガスが供給される前の状態におけるアダプタ全体を示す断面図である。

【図5】不燃性ガスが供給されている状態における気体供給部を示す断面図である。

【図6】通気口から不燃性ガスの一部が流出している状態における気体供給部を示す断面図である。

【図7】第2の実施形態における気体供給部を示す断面図である。

50

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

以下、本発明の実施形態を、図面を参照して説明する。図 1 は、第 1 の実施形態のアダプタが使用されている内視鏡を概略的に示す図である。図 2 は、第 1 の実施形態のアダプタと、アダプタが着脱される部材とを示す斜視図である。図 3 は、第 1 の実施形態のアダプタの一部と、アダプタが着脱される部材とを示す斜視断面図である。

【 0 0 1 3 】

内視鏡装置 4 0 は、内視鏡 5 0、送水タンク 6 0 およびプロセッサ（図示せず）を含む。内視鏡 5 0 の先端にある挿入部 5 2 は、内視鏡観察のために、被写体である患者の体腔内に挿入される。体腔内にて、挿入部 5 2 内に設けられた撮像素子（図示せず）により生成された画像信号は、内視鏡 5 0 からプロセッサに送られ、処理される。

10

【 0 0 1 4 】

内視鏡 5 0 は、第 1 コネクタ 6 2、アダプタ 1 0（内視鏡用アダプタ）、および第 2 コネクタ 6 4 を介して送水タンク 6 0 に接続されている。送水タンク 6 0 の内部には、挿入部 5 2 に設けられた内視鏡観察のための観察窓（図示せず）の洗浄等に使用する水が貯溜されている。送水タンク 6 0 には、プロセッサ内の送気ポンプ 6 6 から空気が供給される。このため、送水タンク 6 0 内は適度に加圧されている。

【 0 0 1 5 】

内視鏡 5 0 の内部には、送気管路 5 0 A および送水管路 5 0 W が設けられている。内視鏡 5 0 の操作部 5 4 に設けられた送気・送水ボタン（図示せず）が操作されると、送気管路 5 0 A、または送水管路 5 0 W を通って移動した水、または空気が、挿入部 5 2 の先端面 5 2 T から吐出される。この送気と送水の切換えのために、操作部 5 4 には、送気送水切換弁 5 6 が設けられている。

20

【 0 0 1 6 】

アダプタ 1 0 は、送気管路 5 0 A 等を介して体腔内に不燃性ガス等の気体を供給するために用いられる。このためアダプタ 1 0 には、後述する気体供給部 1 2 が設けられている。アダプタ 1 0 は、第 1 コネクタ 6 2 および第 2 コネクタ 6 4 にそれぞれ着脱自在である（図 2、3 参照）。なお図 3 においては、アダプタ 1 0 の気体供給部 1 2 が省略されている。

【 0 0 1 7 】

第 1 コネクタ 6 2 は、内視鏡側連結管 5 8 の先端に取り付けられており、プロセッサに着脱自在である（図 1 参照）。第 2 コネクタ 6 4 は、タンク側連結管 6 8 の先端に取り付けられている。第 1 コネクタ 6 2 の内部には、第 1 送水管 6 2 W と送気管 6 2 A とが設けられている。そしてアダプタ 1 0 の内部にはアダプタ送水管 1 0 W が、第 2 コネクタ 6 4 の内部には第 2 送水管 6 4 W が、それぞれ設けられている。

30

【 0 0 1 8 】

アダプタ送水管 1 0 W、および第 2 送水管 6 4 W の周囲には、気体を通るためのアダプタ送気管路 1 0 A、およびコネクタ送気管路 6 4 A がそれぞれ設けられている（図 2、3 参照）。このように、アダプタ 1 0 および第 2 コネクタ 6 4 は、中心部に送水のためのアダプタ送水管 1 0 W、第 2 送水管 6 4 W が設けられ、それらの周囲にアダプタ送気管路 1 0 A、コネクタ送気管路 6 4 A が設けられた二層構造を有している。

40

【 0 0 1 9 】

アダプタ 1 0 が、第 1 コネクタ 6 2 および第 2 コネクタ 6 4 に接続された状態（以下、接続状態という・図 1 参照）においては、アダプタ送水管 1 0 W、第 1 送水管 6 2 W、および第 2 送水管 6 4 W が互いに連通し、アダプタ送気管路 1 0 A、送気管 6 2 A、およびコネクタ送気管路 6 4 A も互いに連通する。このため、送水タンク 6 0 および送気ポンプ 6 6 から、水、空気等の気体を内視鏡 5 0 側に送ることができる。

【 0 0 2 0 】

図 4 は、不燃性ガスが供給される前の状態におけるアダプタ 1 0 全体を示す断面図である。図 5 は、不燃性ガスが供給されている状態における気体供給部 1 2 を示す断面図である。図 6 は、通気口から不燃性ガスの一部が流出している状態における気体供給部 1 2 を

50

示す断面図である。

【0021】

アダプタ10の気体供給部12には、ピストン20とシリンダ30とが設けられている。ピストン20は、シリンダ30内で摺動自在である。ピストン20の中心には、通気路20Aが設けられている。通気路20Aは、接続状態において、アダプタ送気管路10Aおよび送気管62A（図1～3参照）を介して内視鏡50の送気管路50Aに通じている。

【0022】

シリンダ30の側壁32においては、通気口32Mが設けられている。また、シリンダ30の先端には、不燃性ガスが供給される供給口30Mが設けられている。気体供給部12には、さらに付勢パネ16（付勢部材）が設けられている。付勢パネ16は、矢印Aの示す方向、すなわちピストン20の長手方向に沿ってピストン20を供給口30M側に付勢する。このためピストン20は、不燃性ガスGが供給されていない状態においては、最も供給口30Mの位置（以下、初期位置という・図4参照）にある。

10

【0023】

この状態で、矢印Bの示すように不燃性ガスGが供給口30Mに供給されると、ピストン20は、付勢パネ16の付勢力に対抗して矢印Cの示すように上方に移動する。このピストン20の移動により、通気路20Aが供給口30Mに連通する（図5参照）。すなわち、初期位置においては、供給口30M側に突出したピストン20の突出部24によって隔てられていた通気路20Aと供給口30Mとの間に隙間が生じる。

20

【0024】

この結果、不燃性ガスGは、矢印Dの示すように、突出部24とシリンダ30の側壁32との間を通して通気路20Aに流入する。そして不燃性ガスGは、アダプタ送気管路10Aおよび送気管62Aを介して送気管路50A（図1～3参照）に供給される。送気管路50Aを通った不燃性ガスGは、挿入部52の先端面52Tから体腔内に送り込まれる。こうして供給される不燃性ガスGにより、大腸内での高周波処置が施されているときにおいても、火花の発生が確実に防止される。

【0025】

なお、不燃性ガスGの単位時間当たりの供給量、すなわち流量が少なく、不燃性ガスGの供給圧力よりも付勢パネ16の付勢力が大きい場合、ピストン20は初期位置から移動せず、通気路20Aと供給口30Mとは隔てられたままである（図4参照）。このため、例えば不燃性ガスGを供給するためのポンベ（図示せず）の故障等により、ユーザが見逃してしまい易いほど微量の不燃性ガスGが、誤って体腔内に供給されてしまうことが防止される。

30

【0026】

一方、不燃性ガスGの供給量が過剰になり、不燃性ガスGの供給圧力が付勢パネ16の付勢力を大幅に上回った場合、ピストン20は、さらに上方までシリンダ30内を摺動する。この結果、供給口30Mと通気口32Mとが連通する（図6参照）。このように、供給口30Mと通気口32Mとが連通する位置（以下、連通位置という）までピストン20が移動すると、不燃性ガスGの一部は、矢印Eの示すように通気口32Mからアダプタ10の外部に流出する。

40

【0027】

このため、例えばポンベの故障等により、不燃性ガスGの流量が著しく増加してしまった場合においても、体腔内への不燃性ガスGの供給量は一定の上限値で保たれ、不燃性ガスGの過剰供給が防止される。さらに、仮にユーザがポンベの故障等に気付かなかったとしても、過剰供給が自動的に防止されるため、安全性は確保される。また、内視鏡観察の支障となり得る特別な操作なしに過剰供給が抑えられるため、作業効率も良好に保たれる。そして、不燃性ガスGのアダプタ10への供給が停止すると、ピストン20が付勢パネ16の付勢力により初期位置（図4参照）に戻り、通気路20Aと供給口30Mとが再び隔てられる。

50

【 0 0 2 8 】

なお、通気路 2 0 A の下端側、すなわち供給口 3 0 M 側の先端領域 2 0 T は、図示されたように、分岐しつつピストン 2 0 の長手方向に対し傾いている。このように傾斜した先端領域 2 0 T を設けることにより、アダプタ 1 0 を小型化することができる。仮に、ピストン 2 0 の径方向に平行な領域と、長手方向に平行な領域とを含むクランク状の通気路を設けた場合、ピストン 2 0 の径が大きくなるのに対し、本実施形態では細径化が可能だからである。さらに、本実施形態での直線状の通気路 2 0 A は、クランク状の通気路に比べて簡易な加工により形成できる。

【 0 0 2 9 】

本実施形態では、通気路 2 0 A の下端の開口 2 0 M (先端開口) が側壁 3 2 に対して垂直になるように、ピストン 2 0 の供給口 3 0 M 側の領域は傾斜している。このように、ピストン 2 0 の先端を傾斜させてピストン側傾斜領域 2 0 S とすることにより、上述の先端領域 2 0 T を設けるための孔あけ加工が容易になる。なお、シリンダ 3 0 の先端も、ピストン 2 0 の形状に対応したシリンダ側傾斜領域 3 0 S となっている。

【 0 0 3 0 】

また、アダプタ 1 0 内においては、ピストン 2 0 とシリンダ 3 0 との隙間を密閉するための第 1 ~ 第 3 オリング 1 7 ~ 1 9 (密閉部材) が設けられている。すなわち、ピストン 2 0 の突出部 2 4 の周囲には第 1 オリング 1 7、連通位置において通気口 3 2 M に接する位置に第 2 オリング 1 8、ピストン 2 0 の基端部側に第 3 オリング 1 9 が、それぞれ配置されている。このため、例えば初期位置における通気路 1 0 A 内への浸入といった不燃性ガス G の漏れを防止できる。

【 0 0 3 1 】

以上のように本実施形態によれば、ピストン 2 0 とシリンダ 3 0 により、不燃性ガス G の体腔内への過剰供給を確実に防止することができる。さらに、過剰供給防止のための操作が不要であるため、内視鏡観察の作業効率も良好に保たれる。また、本実施形態では、内視鏡において一般的に設けられている送気管路 5 0 A を活用して不燃性ガス G を供給するため、不燃性ガス G の供給のためだけに個別の管路等を内視鏡 5 0 に設けることは不要である。すなわち、アダプタ 1 0 の使用により、内視鏡 5 0 の構造を複雑化することなしに、不燃性ガス G の供給制御が可能である。

【 0 0 3 2 】

次に、第 2 の実施形態につき、第 1 の実施形態との相違点を中心に説明する。図 7 は、第 2 の実施形態における気体供給部 1 2 を示す断面図である。なお図 7 においては、第 1 の実施形態における部材と同一、もしくは対応する部材には、同一の符号が付されている。

【 0 0 3 3 】

本実施形態では、通気口 3 2 M の配置が第 1 の実施形態と異なる。すなわち、本実施形態では、矢印 A の示すシリンダ 3 0 の長手方向における位置が異なる複数の通気口 3 2 M が、側壁 3 2 に設けられている。例えば、図 7 における左側の通気口 3 2 M よりも供給口 3 0 M 側に、右側の通気口 3 2 M が配置されている。

【 0 0 3 4 】

このように、供給口 3 0 M からの距離の異なる複数の通気口 3 2 M を設けることにより、体腔内に供給される不燃性ガス G の流量の急激な変化を防止することができる。すなわち、供給口 3 0 M から最も離れた通気口 3 2 M と供給口 3 0 M とが連通する連通位置にピストン 2 0 が到達する前に、過剰な不燃性ガス G の一部を他の通気口 3 2 M から流出させることにより、通気路 2 0 A を通る不燃性ガス G の急激な増加を抑制することができる。

【 0 0 3 5 】

以上のように本実施形態によれば、アダプタ 1 0 への不燃性ガス G の供給量が急激に変化した場合においても、体腔内への供給量の変化を穏やかにする制御が可能である。なお本実施形態においても、体腔内への不燃性ガス G の流量の上限は、供給口 3 0 M から最も離れた通気口 3 2 M の位置を調整することにより、変更することができる。

【 0 0 3 6 】

なお、供給口 3 0 M からの距離が等しい位置に複数の通気口 3 2 M を設け、それらの大きさを変えても良い。この場合においても、不燃性ガス G の流量の急激な変化を防止できるからである。また、通気口 3 2 M を、例えば螺旋状の長手の開口としても良い。

【 0 0 3 7 】

ピストン 2 0 およびシリンダ 3 0 の形状等は、いずれの実施形態にも限定されない。例えば、突出部 2 4 により、分岐した通気路 2 0 A と供給口 3 0 M とを隔てる（図 4 ～ 7 参照）ことが好ましいものの、直線状の通気路 2 0 A を突出部 2 4 内で貫通させ、初期位置で通気路 2 0 A と供給口 3 0 M とを連通させても良い。この場合においても、供給口 3 0 M 側の通気路 2 0 A の径を十分に小さくすれば、上述の実施形態と同様に、不燃性ガス G の供給量の増加に伴いピストン 2 0 を連通位置まで移動させることができるからである。

10

【 0 0 3 8 】

また、操作性の観点から、アダプタ 1 0 は第 1 および第 2 コネクタ 6 2、6 4 のいずれに対しても別体である（図 2、3 参照）ことが好ましいものの、いずれか一方、あるいは両方に対して一体としても良い。気体供給部 1 2 に相当する部材を、タンク側連結管 6 8 の基端部（送水タンク 6 0 側端部）に設けても良い。

【 0 0 3 9 】

アダプタ 1 0 による供給の対象は、不燃性ガス G には限定されない。例えば、送気管路 5 0 A（図 1 参照）から、通常、供給されるよりも多量の空気を体腔内に供給するためにアダプタ 1 0 を用いても良い。

20

【 0 0 4 0 】

第 1 の実施形態と第 2 の実施形態とを適宜、組み合わせても良い。例えば、大きさの異なる複数の通気口 3 2 M を、供給口 3 0 M からの距離が略等しい位置に設けても良い。

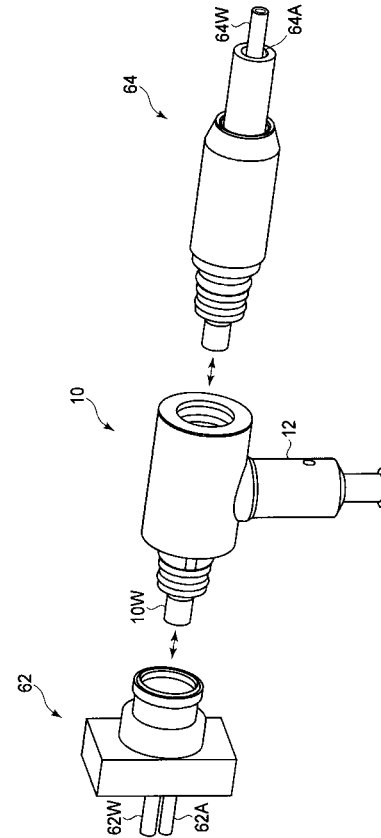
【 符号の説明 】

【 0 0 4 1 】

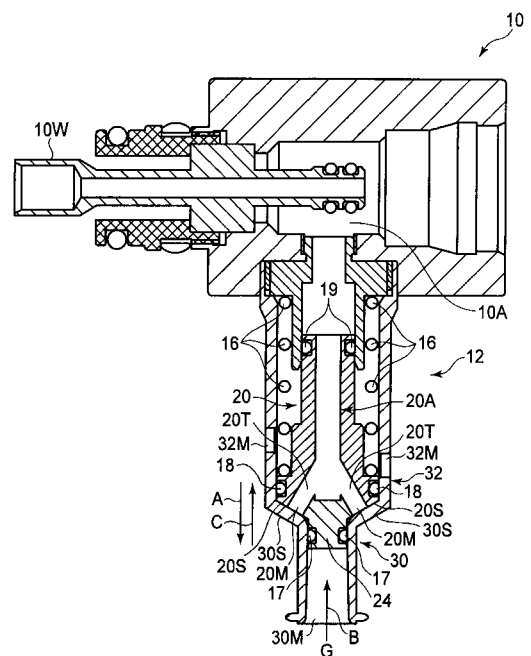
- 1 0 アダプタ（内視鏡用アダプタ）
- 1 6 付勢バネ（付勢部材）
- 1 7 ～ 1 9 第 1 ～ 第 3 Oリング（密閉部材）
- 2 0 ピストン
- 2 0 A 通気路
- 2 0 T 先端領域
- 2 0 M 開口（先端開口）
- 2 4 突出部
- 3 0 シリンダ
- 3 0 M 供給口
- 3 2 側壁
- 3 2 M 通気口
- 5 0 内視鏡
- 5 0 A 送気管路

30

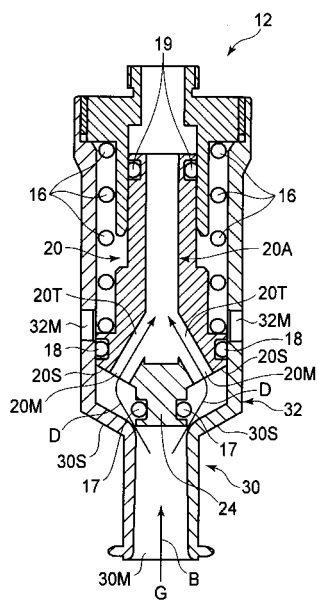
【 図 2 】



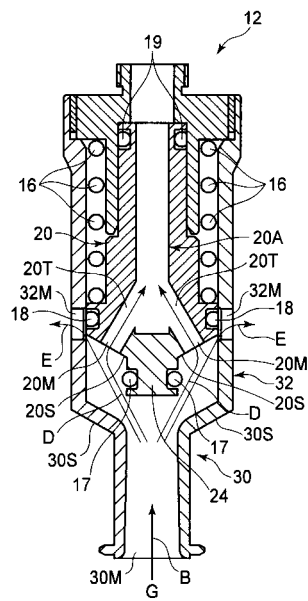
【 図 4 】



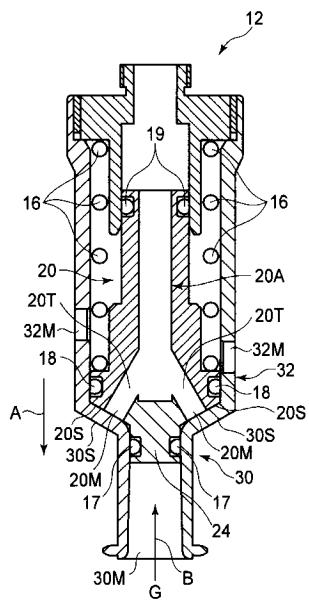
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	内窥镜适配器		
公开(公告)号	JP2010259565A	公开(公告)日	2010-11-18
申请号	JP2009111818	申请日	2009-05-01
[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		
[标]发明人	齋藤 惠一		
发明人	齋藤 惠一		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.332 A61B1/00.332.C A61B1/015 A61B1/015.511 A61B1/015.513		
F-TERM分类号	4C061/FF42 4C061/HH02 4C061/HH03 4C061/HH09 4C061/HH57 4C061/JJ11 4C161/FF42 4C161/HH02 4C161/HH03 4C161/HH09 4C161/HH57 4C161/JJ11		
代理人(译)	松浦 孝		
其他公开文献	JP5271793B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供适配器，能够确保防止气体过量供应到体腔内，确保安全性，并保持内窥镜观察的出色工作效率。解决方案：适配器的气体供应部分12设置有活塞20和气缸30。当不可燃气体G如箭头B所示供应到供应端口30M时，活塞20向上移动。然后，当通风路径20A与供应口30M连通时，不可燃气体G如箭头D所示流入通风路径20A，并通过内窥镜的空气管道供应到体腔中。当不可燃气体G的供应量变得过量并且活塞20进一步向上移动时，供应口30M与通风口32M连通。结果，如箭头E所示，不可燃气体G的一部分从通气口32M流出到适配器的外部，并且防止过量供应到体腔中。

