

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/003073

発行日 平成28年6月2日 (2016.6.2)

(43) 国際公開日 平成26年1月3日 (2014.1.3)

(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 D 4 C 1 6 1
 A 6 1 B 1/00 3 2 0 A

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

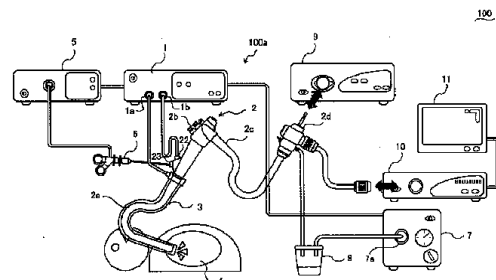
<p>出願番号 特願2013-553556 (P2013-553556)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2013/067567</p> <p>(22) 国際出願日 平成25年6月26日 (2013.6.26)</p> <p>(11) 特許番号 特許第5566544号 (P5566544)</p> <p>(45) 特許公報発行日 平成26年8月6日 (2014.8.6)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2012-144766 (P2012-144766)</p> <p>(32) 優先日 平成24年6月27日 (2012.6.27)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(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</p> <p>(74) 代理人 100074099 弁理士 大菅 義之</p> <p>(72) 発明者 糟谷 侑磨 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C161 AA24 BB02 DD03 FF43 GG11 GG24 HH02 HH05 HH09 JJ11</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 送気システム、手術システム、及び、送気方法

(57) 【要約】

体腔内に所定の気体を送気する送気システム(100a)は、消化管腔(4)内に挿入される、消化管腔(4)に送気ガスを送気するための第1の誘導管であるオーバーチューブ(3)と、オーバーチューブ(3)内に設けられる、オーバーチューブ(3)とは異なる流速で消化管腔(4)内に送気ガスを送気するための第2の誘導管である消化器内視鏡(2)の挿入部(2a)と、を備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に所定の気体を送気する送気システムであって、
前記体腔内に挿入される、前記体腔内に前記所定の気体を送気するための第 1 の誘導管と、

前記第 1 の誘導管内に設けられる、前記第 1 の誘導管とは異なる流速で前記体腔内に前記所定の気体を送気するための第 2 の誘導管と、を備える
ことを特徴とする送気システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の送気システムにおいて、
前記第 1 の誘導管と前記第 2 の誘導管とによって形成される第 1 の管路から送気される前記所定の気体の流速は、前記第 2 の誘導管に形成される第 2 の管路から送気される前記所定の気体の流速よりも速い
ことを特徴とする送気システム。

10

【請求項 3】

請求項 2 に記載の送気システムにおいて、
前記第 1 の誘導管は、前記体腔内を観察するための内視鏡の挿入部が内部に挿通されるオーバーチューブであり、
前記第 2 の誘導管は、前記オーバーチューブに挿通する内視鏡の挿入部である
ことを特徴とする送気システム。

20

【請求項 4】

請求項 2 に記載の送気システムにおいて、
前記第 1 の誘導管及び前記第 2 の誘導管は、内視鏡のチャンネル内に挿通される
ことを特徴とする送気システム。

【請求項 5】

請求項 3 または請求項 4 に記載の送気システムにおいて、さらに、
前記第 1 の管路及び前記第 2 の管路に前記所定の気体を送気する送気部を備え、
前記送気部は、前記送気システムに接続された吸引部による前記体腔内の対象の吸引と交互に、前記所定の気体を送気するように構成される
ことを特徴とする送気システム。

30

【請求項 6】

請求項 5 に記載の送気システムにおいて、
前記送気部は、
前記第 1 の管路に前記所定の気体を送気する第 1 の送気部と、
前記第 2 の管路に前記所定の気体を送気する第 2 の送気部と、を備える
ことを特徴とする送気システム。

【請求項 7】

請求項 5 に記載の送気システムにおいて、さらに、
前記送気部から前記第 1 の管路に至る送気路中に、前記第 1 の管路から前記体腔内に送気される前記所定の気体の流速を調整する第 1 の絞りと、
前記送気部から前記第 2 の管路に至る送気路中に、前記第 2 の管路から前記体腔内に送気される前記所定の気体の流速を調整する第 2 の絞りと、を備える
ことを特徴とする送気システム。

40

【請求項 8】

請求項 5 乃至請求項 7 のいずれか 1 項に記載の送気システムと、
前記送気システムに接続された前記吸引部と、を備える
ことを特徴とする手術システム。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の手術システムにおいて、
前記吸引部は、前記第 1 の管路または前記第 2 の管路の少なくとも一方から前記体腔内

50

の対象を吸引するように構成されることを特徴とする手術システム。

【請求項 10】

体腔内に所定の気体を送気する送気方法であって、前記体腔内に挿入される第 1 の誘導管により、前記体腔内に前記所定の気体を送気し、前記第 1 の誘導管内に設けられる第 2 の誘導管により、前記第 1 の誘導管とは異なる流速で前記体腔内に前記所定の気体を送気することを特徴とする送気方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、送気システム、手術システム、及び、送気方法に関し、特に、消化器内視鏡外科手術などに使用される医療用の送気システム、手術システム、及び、送気方法に関する。

【背景技術】

【0002】

消化器内視鏡外科手術では、内視鏡視野を確保するための体腔内への送気と、汚物除去、ガス抜き、排煙等のための体腔内からの吸引とが頻繁に行われる。これらは術者によるボタン操作により行われるのが通常である。

20

【0003】

近年、内視鏡手技の高度化に伴って増加している術者の操作負担を軽減するために、送気と吸引を自動化する試みが検討されている。例えば、すでに実用化されている腹腔鏡下外科手術における送気及び吸引の自動化技術を、消化器内視鏡外科手術に応用することなどが考えられる。

【0004】

また、特許文献 1 では、圧力センサからの圧力値に基づいて胃内の圧力を腹腔内の圧力との関係で制御する、消化器内視鏡外科手術に適用可能な送気システムが開示されている。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】国際公開第 2007 - 080971 号パンフレット

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、消化器内視鏡外科手術では、腹腔鏡下外科手術と異なり、消化管のような狭い体腔内の近接した位置から経内視鏡的に送気と吸引が行われる。このため、送気したガスが吸引されやすい。従って、消化器内視鏡外科手術に用いられる送気システムに腹腔鏡下外科手術における送気及び吸引の自動化技術を応用しただけでは、送気したガスを患部にまで到達させることが困難な場合が少なくない。

40

【0007】

送気したガスが患部に達しない場合には、処置した患部からの煙が送気したガスによって十分に循環しないため、吸引による排煙が効果的に行われない。このため、体腔内で良好な視野を確保することができない。

以上のような実情を踏まえ、本発明は、狭い体腔内に送気したガスをより遠くまで到達させる技術を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の第 1 の態様は、体腔内に所定の気体を送気する送気システムであって、前記体

50

腔内に挿入される、前記体腔内に前記所定の気体を送気するための第1の誘導管と、前記第1の誘導管内に設けられる、前記第1の誘導管とは異なる流速で前記体腔内に前記所定の気体を送気するための第2の誘導管と、を備える送気システムを提供する。

【0009】

本発明の第2の態様は、第1の態様に記載の送気システムにおいて、前記第1の誘導管と前記第2の誘導管とによって形成される第1の管路から送気される前記所定の気体の流速は、前記第2の誘導管に形成される第2の管路から送気される前記所定の気体の流速よりも速い送気システムを提供する。

【0010】

本発明の第3の態様は、第2の態様に記載の送気システムにおいて、前記第1の誘導管は、前記体腔内を観察するための内視鏡の挿入部が内部に挿通されるオーバーチューブであり、前記第2の誘導管は、前記オーバーチューブに挿通する内視鏡の挿入部である送気システムを提供する。

10

【0011】

本発明の第4の態様は、第2の態様に記載の送気システムにおいて、前記第1の誘導管及び前記第2の誘導管は、内視鏡のチャンネル内に挿通される送気システムを提供する。

【0012】

本発明の第5の態様は、第3の態様または第4の態様に記載の送気システムにおいて、さらに、前記第1の管路及び前記第2の管路に前記所定の気体を送気する送気部を備え、前記送気部は、前記送気システムに接続された吸引部による前記体腔内の対象の吸引と交互に、前記所定の気体を送気するように構成される送気システムを提供する。

20

【0013】

本発明の第6の態様は、第5の態様に記載の送気システムにおいて、前記送気部は、前記第1の管路に前記所定の気体を送気する第1の送気部と、前記第2の管路に前記所定の気体を送気する第2の送気部と、を備える送気システムを提供する。

【0014】

本発明の第7の態様は、第5の態様に記載の送気システムにおいて、さらに、前記送気部から前記第1の管路に至る送気路中に、前記第1の管路から前記体腔内に送気される前記所定の気体の流速を調整する第1の絞りと、前記送気部から前記第2の管路に至る送気路中に、前記第2の管路から前記体腔内に送気される前記所定の気体の流速を調整する第2の絞りと、を備える送気システムを提供する。

30

【0015】

本発明の第8の態様は、第5の態様乃至第7の態様のいずれか1つに記載の送気システムと、前記送気システムに接続された前記吸引部と、を備える手術システムを提供する。

【0016】

本発明の第9の態様は、第8の態様に記載の手術システムにおいて、前記吸引部は、前記第1の管路または前記第2の管路の少なくとも一方から前記体腔内の対象を吸引するように構成される手術システムを提供する。

【0017】

本発明の第10の態様は、体腔内に所定の気体を送気する送気方法であって、前記体腔内に挿入される第1の誘導管により、前記体腔内に前記所定の気体を送気し、前記第1の誘導管内に設けられる第2の誘導管により、前記第1の誘導管とは異なる流速で前記体腔内に前記所定の気体を送気する送気方法を提供する。

40

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、狭い体腔内に送気したガスをより遠くまで到達させる技術を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の実施例1に係る手術システムの構成を示す図である。

50

【図 2】本発明の実施例 1 に係る手術システムの一部を拡大した図である。

【図 3】本発明の実施例 1 に係る手術システムの各種装置の動作タイミングを説明するための図である。

【図 4】本発明の実施例 1 に係る手術システムの変形例の構成の一部を示す図である。

【図 5】本発明の実施例 1 に係る手術システムの他の変形例の構成の一部を示す図である。

【図 6】本発明の実施例 2 に係る手術システムの構成の一部を示す図である。

【図 7】本発明の実施例 2 に係る手術システムの一部を拡大した図である。

【図 8】本発明の実施例 2 に係る手術システムの送気ビームプローブの断面図である。

【図 9】本発明の実施例 2 に係る手術システムの変形例の一部を示す図である。

10

【図 10】本発明の実施例 3 に係る手術システムの送気ビームプローブの断面図である。

【図 11】本発明の実施例 4 に係る手術システムの送気ビームプローブの断面図である。

【図 12】本発明の実施例 4 に係る手術システムの変形例の送気ビームプローブの断面図である。

【図 13】本発明の実施例 4 に係る手術システムの他の変形例の送気ビームプローブの断面図である。

【図 14】本発明の実施例 5 に係る手術システムの構成の一部を示す図である。

【図 15】本発明の実施例 5 に係る手術システムの一部を拡大した図である。

【図 16】本発明の実施例 6 に係る手術システムの構成の一部を示す図である。

【図 17】本発明の実施例 6 に係る手術システムの送気部の構成を示す図である。

20

【図 18】本発明の実施例 6 に係る手術システムの一部を拡大した図である。

【図 19】本発明の実施例 6 に係る手術システムの各種装置の動作タイミングを説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【実施例 1】

【0020】

図 1 は、本実施例に係る手術システム 100 の構成を示す図である。図 2 は、本実施例に係る手術システム 100 の一部を拡大した図である。図 3 は、本実施例に係る手術システム 100 の各種装置の動作タイミングを説明するための図である。

【0021】

30

本実施例に係る手術システム 100 は、体腔内に所定の気体からなる送気ガスを送気する送気機能を有する、消化器内視鏡外科手術などに用いられる手術システムである。手術システム 100 は、図 1 に示されるように、送気装置 1 と、消化器内視鏡 2 と、オーバーチューブ 3 と、高周波切開装置 5 と、処置具 6 と、吸引器 7 と、吸引ピン 8 と、光源装置 9 と、ビデオプロセッサ 10 と、モニタ 11 とを備えている。手術システム 100 のうちの、主に、送気装置 1 と消化器内視鏡 2 とオーバーチューブ 3 が、送気機能を実現する送気システム 100 a を構成していて、送気システム 100 a は高周波切開装置 5 や吸引器 7 に接続されている。

【0022】

送気装置 1 は、図示しないガスボンベから供給される送気ガスを消化器内視鏡 2 及びオーバーチューブ 3 に送気する送気部として構成されている。送気部である送気装置 1 は、送気ガスをオーバーチューブ 3 に送気する送気部 1 a と、送気ガスを消化器内視鏡 2 に送気する送気部 1 b を備えている。送気ガスとしては、例えば、炭酸ガスなどが用いられる。また、送気装置 1 は、後に詳述するように、電氣的に接続された高周波切開装置 5 及び吸引器 7 の動作に連動して、送気ガスを自動的に送気するように構成されている。

40

【0023】

消化器内視鏡 2 は、2 つのチャンネルが形成された軟性内視鏡であり、オーバーチューブ 3 に挿通され、食道、胃、大腸などの消化管腔 4 に挿入される挿入部 2 a を備えている。消化器内視鏡 2 は、さらに、術者が操作するための操作部 2 b と、ユニバーサルコード部 2 c と、光源装置 9 に接続されるコネクタ部 2 d と、を備えている。

50

【 0 0 2 4 】

消化器内視鏡 2 に形成された 2 つのチャンネル（チャンネル 2 2、チャンネル 2 3）は、処置具用として設けられた一般的なチャンネルである。ただし、手術システム 1 0 0 では、消化器内視鏡 2 の一方のチャンネル 2 2 には、送気装置 1 の送気部 1 b につながったチューブが接続されている。送気部 1 b からチューブを介してチャンネル 2 2 に導入された送気ガスは、図 2 に示されるように、挿入部 2 a の先端から消化管腔 4 内に送気される。他方のチャンネル 2 3 には、高周波切開装置 5 に電氣的に接続された処置具 6 が挿通されていて、図 2 に示されるように、挿入部 2 a の先端から高周波プローブ 6 a が消化管腔 4 内に導入される。

【 0 0 2 5 】

消化器内視鏡 2 のコネクタ部 2 d には、吸引ピン 8 につながったチューブが接続されている。吸引ピン 8 には、さらに吸引器 7 の吸引部 7 a につながったチューブが接続されている。コネクタ部 2 d に接続されたチューブは、チャンネル 2 2 と消化器内視鏡 2 の内部でつながっている。また、コネクタ部 2 d には、ビデオプロセッサ 1 0 につながったスコープケーブルも接続されている。

【 0 0 2 6 】

オーバーチューブ 3 は、患者の消化管腔 4 内に消化器内視鏡 2 の挿入部 2 a を案内するために用いられる。オーバーチューブ 3 には、送気装置 1 の送気部 1 a につながったチューブが接続されている。そして、チャンネル 2 2 に導入される気体と同じ気体が送気部 1 a からオーバーチューブ 3 内部に導入される。手術システム 1 0 0 では、オーバーチューブ 3 に消化器内視鏡 2 の挿入部 2 a を挿通した状態でオーバーチューブ 3 の消化器内視鏡 2 側が密閉される。このため、送気部 1 a からチューブを介してオーバーチューブ 3 に導入された送気ガスは、オーバーチューブ 3 と消化器内視鏡 2 の挿入部 2 a によって形成される管路 2 1 を通って、図 2 に示されるように、消化管腔 4 内に送気される。

【 0 0 2 7 】

高周波切開装置 5 は、処置具 6 にエネルギーを供給する装置である。高周波切開装置 5 は、送気装置 1 及び吸引器 7 と電氣的に接続されている。高周波切開装置 5 の動作は、後述するように、送気装置 1 及び吸引器 7 の動作のトリガーとして機能する。

【 0 0 2 8 】

処置具 6 は、その先端に高周波プローブ 6 a を備えた、高周波切開装置 5 からのエネルギーの供給を受ける処置具である。処置具 6 は、消化器内視鏡 2 のチャンネル 2 3 に挿通されて、消化器内視鏡 2 の挿入部 2 a から突出した高周波プローブ 6 a による患部の焼灼治療などに用いられる。

【 0 0 2 9 】

吸引器 7 は、吸引圧を発生させる装置である。吸引ピン 8 は、吸引器 7 の吸引動作によって消化管腔 4 から吸引された吸引物を貯蔵する容器である。吸引器 7 は、電氣的に接続された送気装置 1 及び高周波切開装置 5 の動作に連動して、消化器内視鏡 2 に形成されたチャンネル 2 2 を通じて消化管腔 4 から吸引された血液や汚物を吸引するように構成されている。

【 0 0 3 0 】

光源装置 9 は、その内部に照明ランプを備えている。光源装置 9 は、消化器内視鏡 2 のコネクタ部 2 d に接続され、消化器内視鏡 2 に設けられた図示しないライトガイドを通じて照明ランプからの照明光を消化管腔 4 に照射する。ビデオプロセッサ 1 0 及びモニタ 1 1 は、消化器内視鏡 2 で取得された消化管腔 4 内の画像を表示するための装置である。ビデオプロセッサ 1 0 は消化器内視鏡 2 の撮像素子からの電気信号を映像信号に変換する信号処理を行い、映像信号を受信したモニタ 1 1 が内視鏡画像を表示する。

【 0 0 3 1 】

以上のように構成された手術システム 1 0 0 及び送気システム 1 0 0 a は、消化管腔 4 内に異なる流速で送気ガスを送気するための誘導管として、消化管腔 4 内に挿入される第 1 の誘導管であるオーバーチューブ 3 と、オーバーチューブ 3 内に設けられる第 2 の誘導

10

20

30

40

50

管である消化器内視鏡 2 の挿入部 2 a と、を備えている。また、手術システム 1 0 0 及び送気システム 1 0 0 a では、オーバーチューブ 3 と消化器内視鏡 2 の挿入部 2 a とによって形成される第 1 の管路である管路 2 1 から送気される送気ガスの流速が消化器内視鏡 2 の挿入部 2 a に形成された第 2 の管路であるチャンネル 2 2 から送気される送気ガスの流速よりも速くなるように、送気装置 1 が第 1 の管路（管路 2 1 ）と第 2 の管路（チャンネル 2 2 ）に送気ガスを供給し送気する。

【 0 0 3 2 】

このため、図 2 に示されるように、管路 2 1 からの送気ガスとチャンネル 2 2 からの送気ガスとの流速の差により圧力の差が生じ、管路 2 1 からの送気ガスが内側に引っ張られる。これにより、送気ガスの拡散が抑制されるため、送気ガス全体として高い直進性を実現して、より遠くまで送気ガスを到達させることができる。従って、手術システム 1 0 0 及び送気システム 1 0 0 a によれば、狭い消化管腔 4 内に送気した送気ガスをより確実に患部に到達させることが可能となる。

10

【 0 0 3 3 】

また、手術システム 1 0 0 では、送気装置 1（送気部 1 a、送気部 1 b）と高周波切開装置 5 と吸引器 7（吸引部 7 a）とが連動することで、送気と吸引が自動化されている。具体的には、術者が高周波切開装置 5 を ON 状態にして焼灼治療を開始するのをトリガーにして、送気と吸引が自動的に開始される。図 3 に示されるように、高周波切開装置 5 が ON 状態になると、送気部 1 a 及び送気部 1 b が ON 状態となり、消化器内視鏡 2 及びオーバーチューブ 3 への送気が開始される。そして、一定時間の送気継続後、送気部 1 a 及び送気部 1 b が OFF 状態になると、吸引部 7 a が ON 状態となって、吸引が開始される。その後、一定時間の吸引継続後、吸引部 7 a が OFF 状態になると、送気部 1 a 及び送気部 1 b が ON 状態となって、送気が再開される。以上の動作は、高周波切開装置 5 が OFF 状態になるまで繰り返される。

20

【 0 0 3 4 】

つまり、送気システム 1 0 0 a は、送気システム 1 0 0 a に接続された高周波切開装置 5 の動作をトリガーにして、送気システム 1 0 0 a に接続された吸引部 7 a による消化管腔 4 内の対象の吸引と交互に、消化管腔 4 内に送気ガスを送気するように構成されている。このため、手術システム 1 0 0 及び送気システム 1 0 0 a によれば、術者は高周波切開装置 5 を操作するだけで、吸引と交互に送気が行われるため、術者の操作負担を軽減することができる。

30

【 0 0 3 5 】

また、手術システム 1 0 0 では、上述したように送気と吸引が交互に行われるため、焼灼治療により生じる煙が送気により拡散した状態で吸引が行われる。従って、手術システム 1 0 0 によれば、吸引位置（つまり、オーバーチューブ 3 の先端）が患部から離れた位置にある場合であっても効果的な排煙が可能であり、内視鏡の視野を良好に確保することができる。また、送気と吸引が交互に行われることは同一の経路を送気と吸引の両方に用いることを可能としている。このため、手術システム 1 0 0 は、チャンネル 2 2 を送気と吸引の両方に使用している。

40

【 0 0 3 6 】

また、手術システム 1 0 0 は、流速の異なる送気ガスを送気する二重構造を消化器内視鏡 2 とオーバーチューブ 3 によって形成している。特に、消化器内視鏡 2 のチャンネル 2 2 を内側の管路（第 2 の管路）として利用しているため、処置具との併用が可能となる 2 チャンネル以上を有する内視鏡であれば、専用の内視鏡ではなく既存の内視鏡を用いることができる。従って、既存の手術システムを変形して手術システム 1 0 0 を構築することができる。

【 0 0 3 7 】

なお、手術システム 1 0 0 及び送気システム 1 0 0 a は、種々の変形が可能である。例えば、図 1 では、吸引部 7 a がチャンネル 2 2 及びユニバーサルコード部 2 c を介して消化管腔 4 内の対象（例えば、煙等の気体、血液、汚物など）を吸引する例を示したが、吸

50

引部 7 a はユニバーサルコード部 2 c を介することなく消化管腔 4 内の対象を吸引してもよい。

【0038】

図 4 及び図 5 は、本実施例に係る手術システムの変形例の構成の一部を示す図である。図 4 に示されるように、消化器内視鏡 2 と送気部 1 a とを接続するチューブがさらに吸引部 7 a に接続されていてもよい。また、図 5 に示されるように、オーバーチューブ 3 と送気部 1 b とを接続するチューブがさらに吸引部 7 a に接続されていてもよい。図 4 及び図 5 に示される手術システム（手術システム 101、手術システム 102）及び送気システム（送気システム 101 a、送気システム 102 a）によっても、送気と吸引を交互に行うことで、手術システム 100 及び送気システム 100 a と同様の効果を得ることができる。また、送気に用いられる経路の少なくとも一方が吸引に使用されればよいため、吸引部 7 a は上述した 2 本のチューブの両方に接続されてもよい。

10

【実施例 2】

【0039】

図 6 は、本実施例に係る手術システム 103 の構成の一部を示す図である。図 7 は、本実施例に係る手術システム 103 の一部を拡大した図である。図 8 は、本実施例に係る手術システム 103 の送気ビームプローブの断面図である。

【0040】

本実施例に係る手術システム 103 は、2 つのチャンネルが形成された軟性内視鏡である消化器内視鏡 2 を含む点、及び、消化器内視鏡 2 の一方のチャンネル 5 1 に、高周波切開装置 5 に電氣的に接続された処置具 6 が挿通されていて、図 7 に示されるように、挿入部 2 a の先端から高周波プローブ 6 a が消化管腔内に導入される点は、実施例 1 に係る手術システム 100 と同様である。

20

【0041】

手術システム 103 は、消化器内視鏡 2 の他方のチャンネル 5 2 に T 字アダプタ 3 1 が挿入されている点、チャンネル 5 2 に挿入された T 字アダプタ 3 1 の一方の開口部に吸引部 7 a につながるチューブが接続されている点、チャンネル 5 2 に挿入された T 字アダプタ 3 1 の他方の開口部からチャンネル 5 2 に送気ビームプローブ 3 2 が挿通されている点が、手術システム 100 と異なっている。また、オーバーチューブ 3 を含まない点も手術システム 100 と異なっている。

30

【0042】

なお、本実施例では、手術システム 103 のうちの、主に、送気装置（送気部 1 a 及び送気部 1 b）と送気ビームプローブ 3 2 が、送気機能を実現する送気システム 103 a を構成している。また、送気装置内に設けられた送気部 1 a 及び送気部 1 b が高周波切開装置 5 及び吸引部 7 a と電氣的に接続されていて、高周波切開装置 5 及び吸引部 7 a の動作に連動して送気ガスを自動的に送気するように構成されている点については、手術システム 103 は手術システム 100 と同様である。

【0043】

送気ビームプローブ 3 2 は、図 6 及び図 8 に示されるように、送気部 1 b から伸びる第 1 の誘導管である外管 3 3 と送気部 1 a から伸びる第 2 の誘導管である内管 3 4 とを備えた二重構造を有している。即ち、外管 3 3 及び内管 3 4 は、チャンネル 5 2 に挿通されている。

40

【0044】

以上のように構成された手術システム 103 及び送気システム 103 a では、外管 3 3 と内管 3 4 の間に形成される管路 4 1 から送気される送気ガスの流速が、内管 3 4 内に形成される管路 4 2 から送気される送気ガスの流速よりも速くなるように、送気部 1 a と送気部 1 b が管路 4 1 及び管路 4 2 に送気ガスを供給し送気する。

【0045】

このため、図 7 に示されるように、消化管腔内で管路 4 1 からの送気ガスと管路 4 2 からの送気ガスとの流速の差により圧力の差が生じ、管路 4 1 からの送気ガスが内側に引

50

張られる。これにより、送気ガスの拡散が抑制されるため、送気ガス全体として高い直進性を実現して、より遠くまで送気ガスを送り出すことができる。従って、手術システム103及び送気システム103aによれば、実施例1に係る手術システム100及び送気システム100aと同様に、狭い消化管腔内に送気した送気ガスをより確実に患部に到達させることが可能となる。

【0046】

また、手術システム103でも、送気部1a及び送気部1bと高周波切開装置5と吸引部7aとが連動することで、手術システム100と同様に、送気と吸引が自動化される。このため、手術システム103及び送気システム103aによれば、術者は高周波切開装置5を操作するだけで、吸引と交互に送気が行われるため、術者の操作負担を軽減することができる。

10

【0047】

また、手術システム103は、実施例1に係る手術システム100と同様に、送気と吸引を交互に行うように動作してもよい。これにより、効果的な排煙が可能となり、内視鏡の視野を良好に確保することができる。また、手術システム103では、挿入部2aと送気ビームプローブ32の間に形成される管路から、つまり、送気に用いられる経路(管路41、管路42)とは異なる経路から、消化管腔内の対象が吸引される。このため、手術システム103は、送気と吸引を交互に行う動作パターンに限られず、様々に動作し得る。例えば、送気と吸引を一時的に重ねて行うことも可能である。この場合、送気(または吸引)の開始から送気(または吸引)が実質的に作用するまでのタイムラグを考慮して、送気部1a及び送気部1bと吸引部7aを動作させることができる。また、手術システム103は、既存の2チャンネル以上の内視鏡を利用することができる点も、実施例1に係る手術システム100と同様である。

20

【0048】

図9は、本実施例に係る手術システムの変形例の構成の一部を示す図である。図9に示される手術システム104及び送気システム104aは、送気部1a及び送気部1bの代わりに単一の送気部1cを含む点、送気ビームプローブ32の外管33と内管34が共にY字管63により送気部1cに接続されている点、Y字管63の送気部1cから外管33に至る経路中に絞り61を含む点、Y字管63の送気部1cから内管34に至る経路中に絞り62を含む点が、実施例2に係る手術システム103及び送気システム103aと異なっている。

30

【0049】

絞り61は、外管33と内管34の間に形成される管路41から消化管腔内に送気される送気ガスの流速を調整するための絞りである。絞り62は、内管34内に形成される管路42から消化管腔内に送気される送気ガスの流速を調整するための絞りである。絞り62の径は、絞り61の径よりも小さく設定されている。

【0050】

以上のように構成された手術システム104及び送気システム104aでは、外管33と内管34の間に形成される管路41から送気される送気ガスの流速が、内管34内に形成される管路42から送気される送気ガスの流速よりも速くなるように、絞り61と絞り62を調整することで、実施例2に係る手術システム103及び送気システム103aと同様の効果を得ることができる。

40

【0051】

なお、図9では、Y字管63は、絞り61に至る経路と絞り62に至る経路とがおおよそ同じ太さになるように形成されているが、これらの太さを異ならせることで管路41から送気される送気ガスの流速と管路42から送気される送気ガスの流速とを異ならせてもよい。その場合、絞り61と絞り62を省略することができる。

【実施例3】

【0052】

図10は、本実施例に係る手術システムの送気ビームプローブ32aの断面図である。

50

本実施例に係る手術システムは、吸引部 7 a の代わりに送水と吸引を行う送水 / 吸引部を備えている点、送気ビームプローブ 3 2 の代わりに図 1 0 に示す送気ビームプローブ 3 2 a を備えている点が、実施例 2 に係る手術システム 1 0 3 と異なっている。

【 0 0 5 3 】

送気ビームプローブ 3 2 a は、送気部 1 b から伸びる第 1 の誘導管である外管 3 3 と送気部 1 a から伸びる第 2 の誘導管である内管 3 4 a がチャンネル 5 2 に挿通されている点は、実施例 2 に係る送気ビームプローブ 3 2 と同様である。送気ビームプローブ 3 2 a は、図 1 0 に示すように、内管 3 4 a を外管 3 3 の中心位置からずれた位置に配置している点、内管 3 4 a を外管 3 3 の中心位置からずらすことによりできたスペースに送水 / 吸引部から延びる第 3 の誘導管である内管 3 5 を備えている点が、実施例 2 に係る送気ビーム

10

【 0 0 5 4 】

送気ビームプローブ 3 2 a を備える本実施例に係る手術システム及び送気システムでは、外管 3 3 と内管 3 4 a の間に形成される管路 4 1 から送気される送気ガスの流速が、内管 3 4 a 内に形成される管路 4 2 から送気される送気ガスの流速よりも速くなるように、送気部 1 a と送気部 1 b が管路 4 1 及び管路 4 2 に送気ガスを供給し送気する。

【 0 0 5 5 】

以上のように構成された本実施例に係る手術システム及び送気システムによっても、実施例 2 に係る手術システム 1 0 3 及び送気システム 1 0 3 a と同様の効果を得ることができる。

20

【 0 0 5 6 】

さらに、本実施例に係る手術システム及び送気システムによれば、外管 3 3 内における内管 3 4 a の設置位置を変えることで、外管 3 3 内部のスペースを有効に活用することができる。これにより、例えば、外管 3 3 内に追加で設けられた内管 3 5 内に形成される管路 4 3 から患部への送水や消化管腔内の対象の吸引を行うことが可能となる。

【 実施例 4 】

【 0 0 5 7 】

図 1 1 は、本実施例に係る手術システムの送気ビームプローブ 3 2 b の断面図である。本実施例に係る手術システムは、送気ビームプローブ 3 2 の代わりに図 1 1 に示す送気ビームプローブ 3 2 b を備えている点が、実施例 2 に係る手術システム 1 0 3 と異なっている。送気ビームプローブ 3 2 b は、外管 3 3 と内管 3 4 の間の管路 4 1 中に外管 3 3 と内管 3 4 をつなぐ切り欠き部 3 6 を備えている点が異なっている。

30

【 0 0 5 8 】

以上のように構成された本実施例に係る手術システム及び送気システムによっても、実施例 2 に係る手術システム 1 0 3 及び送気システム 1 0 3 a と同様の効果を得ることができる。

【 0 0 5 9 】

さらに、本実施例に係る手術システム及び送気システムによれば、切り欠き部 3 6 を備えることで、送気ビームプローブ 3 2 b の強度を向上させることができる。

【 0 0 6 0 】

なお、外管 3 3 と内管 3 4 の間の管路 4 1 中に切り欠き部が形成される範囲は、内管 3 4 の外周域の 5 0 % 以内であればよい。従って、例えば、図 1 2 に示すような、送気ビームプローブ 3 2 b の切り欠き部 3 6 よりも広い切り欠き部 3 7 を備えた送気ビームプローブ 3 2 c が用いられても良い。また、図 1 3 に示すような、複数の切り欠き部（切り欠き部 3 8 a、切り欠き部 3 8 b）を備えた送気ビームプローブ 3 2 d が用いられても良い。

40

【 実施例 5 】

【 0 0 6 1 】

図 1 4 は、本実施例に係る手術システム 1 0 5 の構成の一部を示す図である。図 1 5 は、本実施例に係る手術システム 1 0 5 の一部を拡大した図である。

【 0 0 6 2 】

50

本実施例に係る手術システム 105 は、実施例 1 に係るオーバーチューブ 3 と実施例 2 に係る送気ビームプローブ 32 とを組み合わせた手術システムである。手術システム 105 は、2つのチャンネルが形成された軟性内視鏡である消化器内視鏡 2 を含む点、及び、消化器内視鏡 2 の一方のチャンネル 23 に、高周波切開装置 5 に電氣的に接続された処置器具 6 が挿通されていて、図 15 に示されるように、挿入部 2a の先端から高周波プローブ 6a が消化管腔内に導入される点は、実施例 1 に係る手術システム 100 と同様である。

【0063】

手術システム 105 は、まず、消化器内視鏡 2 の他方のチャンネル 52 に送気ビームプローブ 32 が挿通されている点が、実施例 1 に係る手術システム 100 とは異なっている。なお、チャンネル 52 に挿通されている送気ビームプローブ 32 は、実施例 2 に係る送気ビームプローブ 32 と同様のものであり、送気ビームプローブ 32 を構成する内管 34 は送気部 1a に、外管 33 は送気部 1b に接続されている。

10

【0064】

手術システム 105 は、さらに、オーバーチューブ 3 に送気部 1c と吸引部 7a につながったチューブが接続されている点も、実施例 1 に係る手術システム 100 と異なっている。手術システム 105 では、送気部 1c が動作しているときには、オーバーチューブ 3 と送気ビームプローブ 32 の間に形成される管路 21 から送気ガスが送気される。一方、吸引部 7a が動作しているときには、管路 21 から消化管腔内の対象が吸引される。これらの送気部 1c と吸引部 7a の動作は、択一的に行われる。

【0065】

20

なお、本実施例では、手術システム 105 のうちの、主に、送気装置（送気部 1a、送気部 1b、送気部 1c）と消化器内視鏡 2 とオーバーチューブ 3 と送気ビームプローブ 32 が、送気機能を実現する送気システム 103a を構成している。そして、送気システム 105a は高周波切開装置 5 や吸引部 7a に接続されている。また、高周波切開装置 5 及び吸引部 7a の動作に連動して送気ガスを自動的に送気するように構成されている点については、手術システム 105 は手術システム 100 と同様である。

【0066】

オーバーチューブ 3 及び挿入部 2a は、図 15 に示されるように、送気部 1c からの送気ガスを消化管腔 4 内に送気する第 1 の管路である管路 21 を形成している。また、送気ビームプローブ 32 は、図 15 に示されるように、送気部 1b から伸びる第 1 の誘導管である外管 33 と送気部 1a から伸びる第 2 の誘導管である内管 34 とを備えた二重構造を有している。そして、外管 33 と内管 34 が送気部 1b からの送気ガスを消化管腔 4 内に送気する第 2 の管路である管路 41 を形成し、内管 34 が送気部 1a からの送気ガスを消化管腔 4 内に送気する第 3 の管路である管路 42 を形成している。つまり、手術システム 105 及び送気システム 105a は、送気ガスを消化管腔 4 に送気するための三重構造の送気経路を有している。

30

【0067】

以上のように構成された手術システム 105 及び送気システム 105a では、外管 33 と内管 34 の間に形成される管路 41 から送気される送気ガスの流速が、内管 34 内に形成される管路 42 から送気される送気ガスの流速よりも速くなるように、送気部 1a と送気部 1b が管路 41 及び管路 42 に送気ガスを供給し送気する。さらに、オーバーチューブ 3 と挿入部 2a の間に形成される管路 21 から送気される送気ガスの流速が、外管 33 と内管 34 の間に形成される管路 41 から送気される送気ガスの流速よりも速くなるように、送気部 1b と送気部 1c が管路 21 及び管路 41 に送気ガスを供給し送気する。

40

【0068】

このため、図 15 に示されるように、消化管腔内で管路 41 からの送気ガスと管路 42 からの送気ガスとの流速の差により圧力の差が生じ、管路 41 からの送気ガスが内側に引っ張られる。また、消化管腔内で管路 21 からの送気ガスと管路 41 からの送気ガスとの流速の差により圧力の差が生じ、管路 21 からの送気ガスが内側に引っ張られる。これにより、送気ガスの拡散が抑制されるため、送気ガス全体として高い直進性を実現して、よ

50

り遠くまで送気ガスを送り出すことができる。

【0069】

従って、手術システム105及び送気システム105aによれば、実施例1に係る手術システム100及び送気システム100aと同様に、狭い消化管腔内に送気した送気ガスをより確実に患部に到達させることが可能となる。その他、送気と吸引の自動化により術者の操作負担を軽減することができる点も、実施例1に係る手術システム100及び送気システム100aと同様である。

【0070】

さらに、本実施例に係る手術システム105及び送気システム105aでは、送気ビームプローブ32単体で送気を行う実施例2に係る手術システム103及び送気システム103aよりも、大きな流量で送気ガスを送気することができる。

10

【実施例6】

【0071】

図16は、本実施例に係る手術システム106の構成の一部を示す図である。図17は、本実施例に係る手術システム106の送気部の構成を示す図である。図18は、本実施例に係る手術システム106の一部を拡大した図である。図19は、本実施例に係る手術システム106の各種装置の動作タイミングを説明するための図である。

【0072】

本実施例に係る手術システム106は、送気部1aとチャンネル22との間に流量センサ12aを備える点、及び、送気部1b及び吸引部7aと可撓性の部材からなるオーバーチューブ3のガス供給口24との間に流量センサ12bを備える点が、実施例1に係る手術システム100と異なっている。さらに、手術システム106は、駆動設定をユーザが変更するためのインターフェース部14を有し、且つ、電氣的に接続された手術システム106の各部（送気部1a、送気部1b、高周波切開装置5、吸引部7a、流量センサ12a、流量センサ12b）と通信してそれらの動作を制御するコントロールユニット13を備える点も、実施例1に係る手術システム100と異なっている。

20

【0073】

送気部1a及び送気部1bは、コントロールユニット13の制御下で、出力（送気量）を調整する。送気部1a及び送気部1bの構成は、エアーコンプレッサーを備えた構成の他、例えば、図17に例示されるような、高圧ガスを供給するガス供給源15と、高圧ガスを減圧するレギュレータ16と、流量を調整する比例電磁弁17と、を備える構成であってもよい。

30

【0074】

吸引部7aは、負圧を発生させる手段であり、コントロールユニット13の制御下で、負圧による吸引量を調整する。吸引部7aは、例えば、ロータリーポンプや蠕動ポンプなどの真空ポンプを備える。

【0075】

流量センサ12a及び流量センサ12bは、単位時間当たりに流量センサが設置された管路内を流れる送気ガスの流量を検出するセンサである。流量センサ12aは、送気部1aからの送気ガスの流量である送気量Q1を検出する。流量センサ12bは、送気部1bからの送気ガスの流量である送気量Q2、及び、吸引部7aへの吸引流量Q3を検出する。

40

【0076】

コントロールユニット13は、高周波切開装置5からの出力信号の検出、送気部（送気部1a、送気部1b）及び吸引部7aの駆動制御、流量センサ（流量センサ12a、流量センサ12b）からの出力の検出などを行う。手術システム106では、ユーザが高周波切開装置5を操作すると、高周波切開が開始され、高周波切開装置5からコントロールユニット13へ信号が送信される。その信号を受信したコントロールユニット13は、図19に示すように、図19に示すようなタイミングで、送気部1a及び送気部1bによる送気と吸引部7aによる吸引とが繰り返し行われるように、送気部1a、送気部1b及び吸

50

引部 7 a を制御する。これにより、消化管腔 4 内を換気する。

【 0 0 7 7 】

具体的には、信号を受信したコントロールユニット 1 3 は、まず、送気部 1 a 及び送気部 1 b を制御して、高周波切開により消化管腔 4 内に生じた煙を拡散させるための送気を開始する。このとき、コントロールユニット 1 3 は、図 1 8 に示すように、オーバーチューブ 3 と挿入部 2 a の間に形成される管路 2 1 から送気される送気ガスの流速 V_1 が、消化器内視鏡 2 (挿入部 2 a) に形成されたチャンネル 2 2 から送気される送気ガスの流速 V_2 よりも速くなるように、送気部 1 a と送気部 1 b を制御する。

【 0 0 7 8 】

これにより、管路 2 1 からの同心円状の送気ガスとチャンネル 2 2 からの送気ガスとの流速の差により圧力の差が生じ、管路 2 1 からの送気ガスが内側に引っ張られて、オーバーチューブ 3 の軸方向に収斂するように流れる。その結果、送気ガスの拡散が抑制されるため、送気ガス全体として高い直進性を実現して、より遠くまで送気ガスを到達させることができる。

10

【 0 0 7 9 】

コントロールユニット 1 3 が、流速 V_1 が流速 V_2 よりも速くなるように、送気部 1 a と送気部 1 b を制御する点について、更に詳細に説明する。

管路内を流れる送気ガスの単位時間当たりの流量 Q 、流速 V 、管路の断面積 A との間には、“流量 $Q = 流速 V \times 断面積 A$ ” の関係が成り立っている。手術システム 1 0 6 では、送気部 1 a、送気部 1 b からの送気ガスの流量 Q_1 、流量 Q_2 は、流量センサ 1 2 a、流量センサ 1 2 b で検出されるため、既知である。また、管路 2 1 の断面積 A_1 、チャンネル 2 2 の断面積 A_2 も既知である。

20

【 0 0 8 0 】

このため、手術システム 1 0 6 では、図 1 8 に示すように、流量センサ 1 2 a で得られた流量 Q_1 を、オーバーチューブ 3 と挿入部 2 a の間に形成される管路 2 1 の断面積 A_1 で割ることで、管路 2 1 から消化管腔 4 に送気される送気ガスの流速 V_1 を求めることができる。また、流量センサ 1 2 b で得られた流量 Q_2 を、消化器内視鏡 2 (挿入部 2 a) に形成されたチャンネル 2 2 の断面積 A_2 で割ることで、チャンネル 2 2 から消化管腔 4 に送気される送気ガスの流速 V_2 を求めることができる。

【 0 0 8 1 】

さらに、手術システム 1 0 6 では、流速と流量が比例関係にあり、流量を上げれば流速が上昇し流量を下げれば流速も低下する。このことから、コントロールユニット 1 3 が送気部 1 a 及び送気部 1 b からの流量を制御することで、流速を間接的に制御することができることがわかる。

30

【 0 0 8 2 】

従って、手術システム 1 0 6 では、コントロールユニット 1 3 が、流量センサからの出力をフィードバック制御して、流速 $V_1 > 流速 V_2$ の関係が得られる最適な流量が実現されるように送気部 1 a 及び送気部 1 b を制御することで、流速 $V_1 > 流速 V_2$ の関係が実現される。

【 0 0 8 3 】

なお、断面積 A_1 及び断面積 A_2 は、内視鏡 (軟性鏡) の種類によって変化する。このため、予め内視鏡毎、断面積 A_1 及び断面積 A_2 をコントロールユニット 1 3 に記憶させて、インターフェース部 1 4 から利用者が使用する内視鏡を選択することで、計算に用いる断面積 A_1 及び断面積 A_2 を決定することが望ましい。

40

【 0 0 8 4 】

コントロールユニット 1 3 は、送気を一定時間継続した後に、送気部 1 a 及び送気部 1 b を制御して一旦送気を停止し、吸引部 7 a を制御して吸引を開始する。吸引は、高周波切開により患部から生じた煙が送気ガスの一定時間の送気によって拡散している状態で行われる。このため、吸引位置 (つまり、オーバーチューブ 3 の先端) が患部から離れた位置にある場合であっても効果的な排煙が可能であり、内視鏡の視野を良好に確保すること

50

ができる。

【0085】

なお、吸引動作中、コントロールユニット13は、流量センサ12bで検出される単位時間当たりの吸引量Q3が送気中における単位時間当たりの送気量Q1と送気量Q2の和（つまり、吸引量Q3 = 送気量Q1 + 送気量Q2）となるように、流量センサ12bで検出される吸引量Q3をフィードバック制御する。これにより、消化管腔4内の圧力が一定に保たれる。

【0086】

以上のように構成された本実施例に係る手術システム106及び送気システム106aによれば、実施例1に係る手術システム100及び送気システム100aと同様に、狭い消化管腔内に送気した送気ガスをより確実に患部に到達させることが可能となる。その他、送気と吸引の自動化により術者の操作負担を軽減することができる点も、実施例1に係る手術システム100及び送気システム100aと同様である。

10

【0087】

さらに、本実施例に係る手術システム106及び送気システム106aでは、内視鏡毎に断面積A1及び断面積A2を決定し、その上で、流量センサ12a及び流量センサ12bからの出力に基づいて、流速V1 > 流速V2の関係が保たれるようにフィードバック制御により送気量を制御する。このため、内視鏡によらず、確実に送気ガスの直線性を確保することができる。また、流量センサ12bからの出力に基づいて、吸引量Q3が送気量Q1 + 送気量Q2となるようにフィードバック制御により吸引量を制御する。このため、送気及び吸引による消化管腔4内の圧力の変動を抑えて、消化管腔4内の圧力を一定に保つことができる。即ち、本実施例に係る手術システム106及び送気システム106aによれば、流量センサからの出力に基づいて流量を最適に制御することができる。

20

【符号の説明】

【0088】

- 1・・・送気装置
- 1a、1b、1c・・・送気部
- 2・・・消化器内視鏡
- 2a・・・挿入部
- 2b・・・操作部
- 2c・・・ユニバーサルコード部
- 2d・・・コネクタ部
- 3・・・オーバーチューブ
- 4・・・消化管腔
- 5・・・高周波切開装置
- 6・・・処置具
- 6a・・・高周波プローブ
- 7・・・吸引器
- 7a・・・吸引部
- 8・・・吸引ピン
- 9・・・光源装置
- 10・・・ビデオプロセッサ
- 11・・・モニタ
- 12a、12b・・・流量センサ
- 13・・・コントロールユニット
- 14・・・インターフェース部
- 15・・・ガス供給源
- 16・・・レギュレータ
- 17・・・比例電磁弁
- 21、41、42、43・・・管路

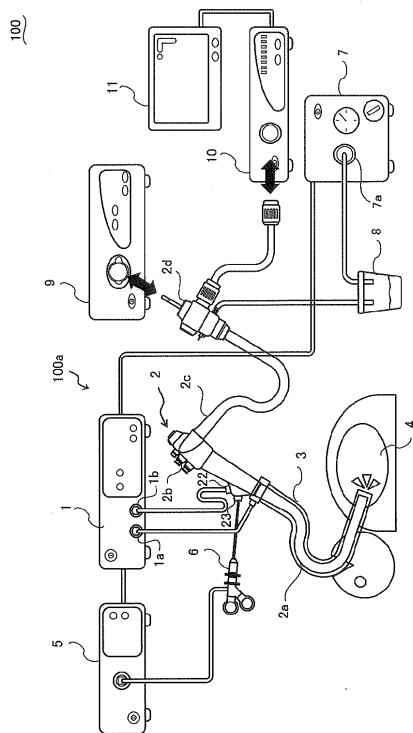
30

40

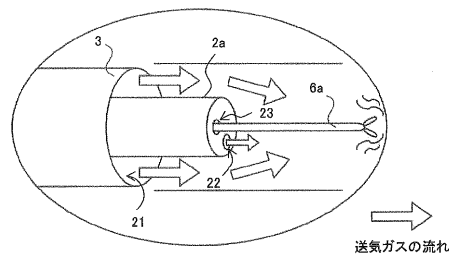
50

- 2 2、2 3、5 1、5 2・・・チャンネル
- 2 4・・・ガス供給口
- 3 1・・・T字アダプタ
- 3 2、3 2 a、3 2 b、3 2 c、3 2 d・・・送気ビームプローブ
- 3 3・・・外管
- 3 4、3 4 a、3 5・・・内管
- 3 6、3 7、3 8 a、3 8 b・・・切り欠き部
- 6 1、6 2・・・絞り
- 6 3・・・Y字管
- 1 0 0、1 0 1、1 0 2、1 0 3、1 0 4、1 0 5、1 0 6・・・手術システム
- 1 0 0 a、1 0 1 a、1 0 2 a、1 0 3 a、1 0 4 a、1 0 5 a、1 0 6 a・・・送気システム

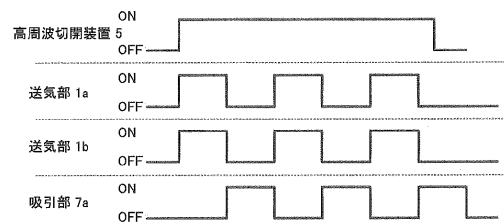
【 図 1 】



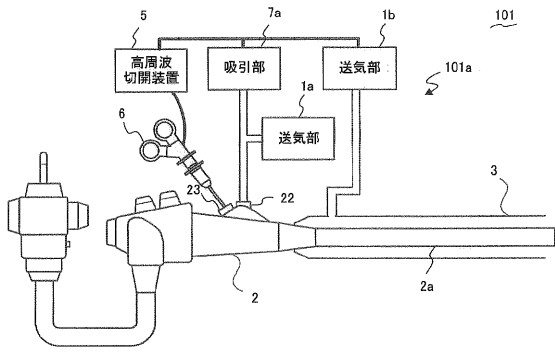
【 図 2 】



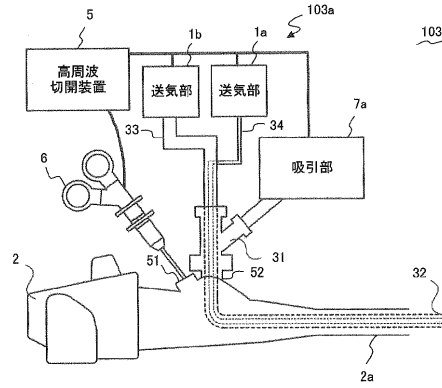
【 図 3 】



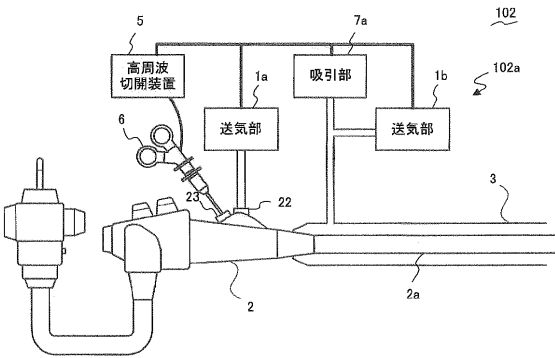
【図4】



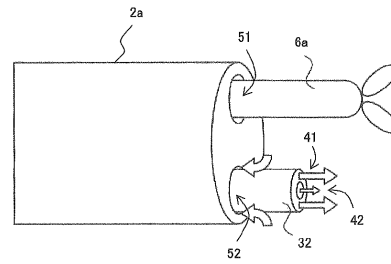
【図6】



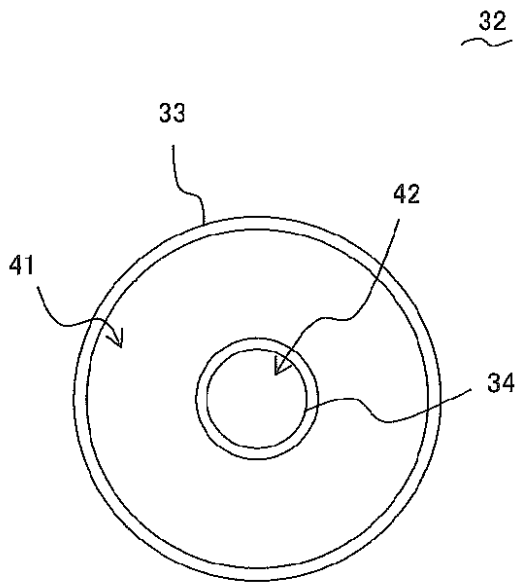
【図5】



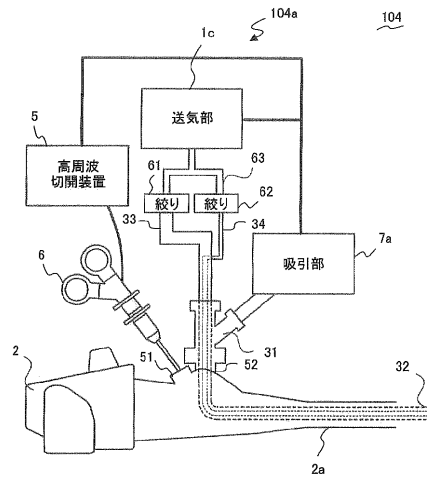
【図7】



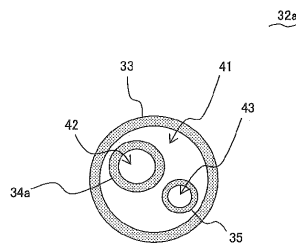
【図8】



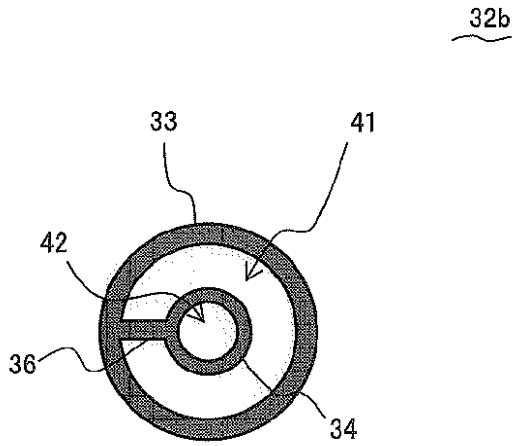
【図9】



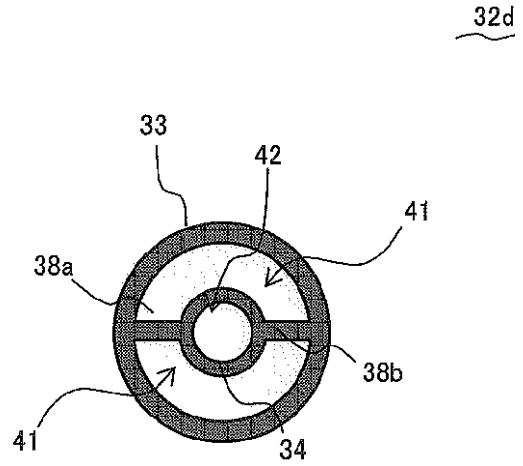
【図10】



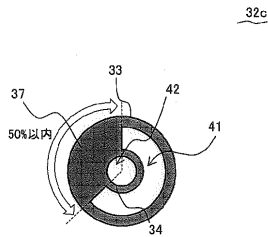
【図11】



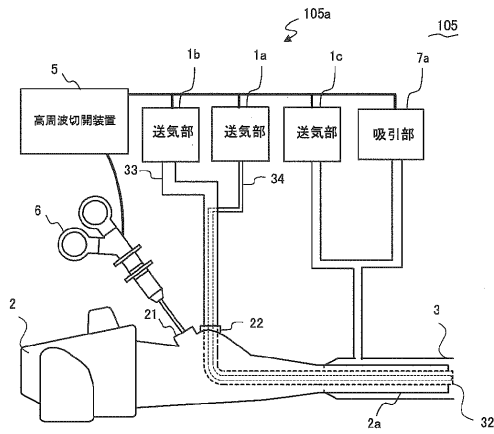
【図13】



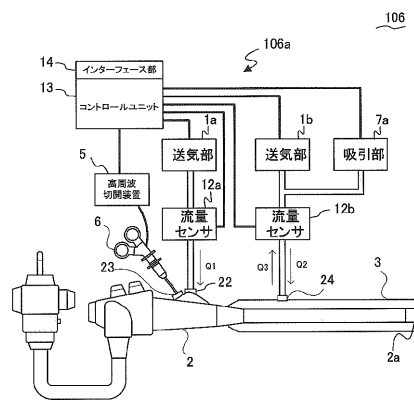
【図12】



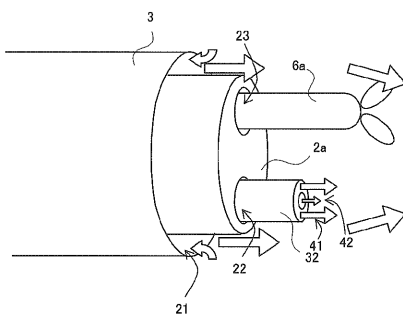
【図14】



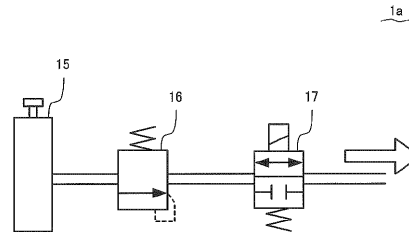
【図16】



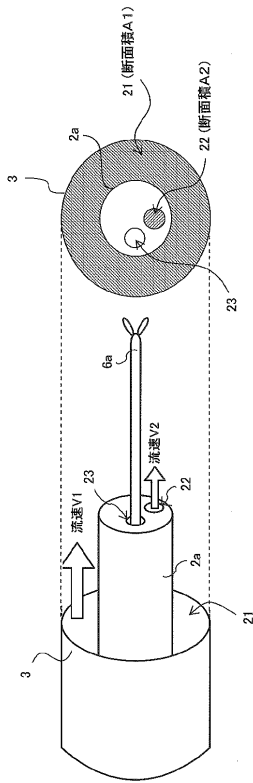
【図15】



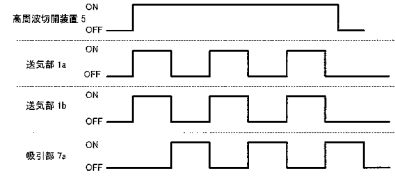
【図17】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】平成25年11月21日 (2013.11.21)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】全文

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

体腔内に所定の気体を送気する送気システムであって、

前記体腔内に挿入される、前記体腔内に前記所定の気体を送気するための第 1 の誘導管と、

前記第 1 の誘導管内に設けられる、前記第 1 の誘導管とは異なる流速で前記体腔内に前記所定の気体を送気するための第 2 の誘導管と、を備える

ことを特徴とする送気システム。

【 請求項 2 】

請求項 1 に記載の送気システムにおいて、

前記第 1 の誘導管と前記第 2 の誘導管とによって形成される第 1 の管路から送気される前記所定の気体の流速は、前記第 2 の誘導管に形成される第 2 の管路から送気される前記所定の気体の流速よりも速い

ことを特徴とする送気システム。

【 請求項 3 】

請求項 2 に記載の送気システムにおいて、

前記第 1 の誘導管は、前記体腔内を観察するための内視鏡の挿入部が内部に挿通されるオーバーチューブであり、

前記第 2 の誘導管は、前記オーバーチューブに挿通する内視鏡の挿入部であることを特徴とする送気システム。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の送気システムにおいて、
前記第 1 の誘導管及び前記第 2 の誘導管は、内視鏡のチャンネル内に挿通されることを特徴とする送気システム。

【請求項 5】

請求項 3 に記載の送気システムにおいて、さらに、
前記第 1 の管路及び前記第 2 の管路に前記所定の気体を送気する送気部を備え、
前記送気部は、前記送気システムに接続された吸引部による前記体腔内の対象の吸引と交互に、前記所定の気体を送気するように構成されることを特徴とする送気システム。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の送気システムにおいて、
前記送気部は、
前記第 1 の管路に前記所定の気体を送気する第 1 の送気部と、
前記第 2 の管路に前記所定の気体を送気する第 2 の送気部と、を備えることを特徴とする送気システム。

【請求項 7】

請求項 5 に記載の送気システムにおいて、さらに、
前記送気部から前記第 1 の管路に至る送気路中に、前記第 1 の管路から前記体腔内に送気される前記所定の気体の流速を調整する第 1 の絞りと、
前記送気部から前記第 2 の管路に至る送気路中に、前記第 2 の管路から前記体腔内に送気される前記所定の気体の流速を調整する第 2 の絞りと、を備えることを特徴とする送気システム。

【請求項 8】

請求項 5 に記載の送気システムと、
前記送気システムに接続された前記吸引部と、を備えることを特徴とする手術システム。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の手術システムにおいて、
前記吸引部は、前記第 1 の管路または前記第 2 の管路の少なくとも一方から前記体腔内の対象を吸引するように構成されることを特徴とする手術システム。

【請求項 10】

体腔内に所定の気体を送気する送気システムにおいて体腔内に所定の気体を送気する送気方法であって、
前記送気システムが前記体腔内に挿入される第 1 の誘導管により、前記体腔内に前記所定の気体を送気し、
前記送気システムが前記第 1 の誘導管内に設けられる第 2 の誘導管により、前記第 1 の誘導管とは異なる流速で前記体腔内に前記所定の気体を送気する
ことを特徴とする送気方法。

【手続補正書】

【提出日】平成26年3月31日(2014.3.31)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に所定の気体を送気する送気システムであって、
前記体腔内に挿入される、前記体腔内に前記所定の気体を送気するための第 1 の誘導管と、

前記第 1 の誘導管内に設けられる、前記第 1 の誘導管とは異なる流速で前記体腔内に前記所定の気体を送気するための第 2 の誘導管と、を備え、

前記第 1 の誘導管と前記第 2 の誘導管とによって形成される第 1 の管路から送気される前記所定の気体の流速は、前記第 2 の誘導管に形成される第 2 の管路から送気される前記所定の気体の流速よりも速い

ことを特徴とする送気システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の送気システムにおいて、

前記第 1 の誘導管は、前記体腔内を観察するための内視鏡の挿入部が内部に挿通されるオーバーチューブであり、

前記第 2 の誘導管は、前記オーバーチューブに挿通する内視鏡の挿入部であることを特徴とする送気システム。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の送気システムにおいて、

前記第 1 の誘導管及び前記第 2 の誘導管は、内視鏡のチャンネル内に挿通されることを特徴とする送気システム。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の送気システムにおいて、さらに、

前記第 1 の管路及び前記第 2 の管路に前記所定の気体を送気する送気部を備え、

前記送気部は、前記送気システムに接続された吸引部による前記体腔内の対象の吸引と交互に、前記所定の気体を送気するように構成されることを特徴とする送気システム。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の送気システムにおいて、

前記送気部は、

前記第 1 の管路に前記所定の気体を送気する第 1 の送気部と、

前記第 2 の管路に前記所定の気体を送気する第 2 の送気部と、を備える

ことを特徴とする送気システム。

【請求項 6】

請求項 4 に記載の送気システムにおいて、さらに、

前記送気部から前記第 1 の管路に至る送気路中に、前記第 1 の管路から前記体腔内に送気される前記所定の気体の流速を調整する第 1 の絞りと、

前記送気部から前記第 2 の管路に至る送気路中に、前記第 2 の管路から前記体腔内に送気される前記所定の気体の流速を調整する第 2 の絞りと、を備える

ことを特徴とする送気システム。

【請求項 7】

請求項 4 に記載の送気システムと、

前記送気システムに接続された前記吸引部と、を備える

ことを特徴とする手術システム。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の手術システムにおいて、

前記吸引部は、前記第 1 の管路または前記第 2 の管路の少なくとも一方から前記体腔内の対象を吸引するように構成される

ことを特徴とする手術システム。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

本発明の第1の態様は、体腔内に所定の気体を送気する送気システムであって、前記体腔内に挿入される、前記体腔内に前記所定の気体を送気するための第1の誘導管と、前記第1の誘導管内に設けられる、前記第1の誘導管とは異なる流速で前記体腔内に前記所定の気体を送気するための第2の誘導管と、を備え、前記第1の誘導管と前記第2の誘導管とによって形成される第1の管路から送気される前記所定の気体の流速は、前記第2の誘導管に形成される第2の管路から送気される前記所定の気体の流速よりも速い送気システムを提供する。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

本発明の第2の態様は、第1の態様に記載の送気システムにおいて、前記第1の誘導管は、前記体腔内を観察するための内視鏡の挿入部が内部に挿通されるオーバーチューブであり、前記第2の誘導管は、前記オーバーチューブに挿通する内視鏡の挿入部である送気システムを提供する。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0011】

本発明の第3の態様は、第1の態様に記載の送気システムにおいて、前記第1の誘導管及び前記第2の誘導管は、内視鏡のチャンネル内に挿通される送気システムを提供する。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0012】

本発明の第4の態様は、第2の態様に記載の送気システムにおいて、さらに、前記第1の管路及び前記第2の管路に前記所定の気体を送気する送気部を備え、前記送気部は、前記送気システムに接続された吸引部による前記体腔内の対象の吸引と交互に、前記所定の気体を送気するように構成される送気システムを提供する。

【手続補正7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 0 0 1 3 】

本発明の第5の態様は、第4の態様に記載の送気システムにおいて、前記送気部は、前記第1の管路に前記所定の気体を送気する第1の送気部と、前記第2の管路に前記所定の気体を送気する第2の送気部と、を備える送気システムを提供する。

【 手続補正 8 】

【 補正対象書類名 】 明細書

【 補正対象項目名 】 0 0 1 4

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 0 0 1 4 】

本発明の第6の態様は、第4の態様に記載の送気システムにおいて、さらに、前記送気部から前記第1の管路に至る送気路中に、前記第1の管路から前記体腔内に送気される前記所定の気体の流速を調整する第1の絞りと、前記送気部から前記第2の管路に至る送気路中に、前記第2の管路から前記体腔内に送気される前記所定の気体の流速を調整する第2の絞りと、を備える送気システムを提供する。

【 手続補正 9 】

【 補正対象書類名 】 明細書

【 補正対象項目名 】 0 0 1 5

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 0 0 1 5 】

本発明の第7の態様は、第4の態様に記載の送気システムと、前記送気システムに接続された前記吸引部と、を備える手術システムを提供する。

【 手続補正 1 0 】

【 補正対象書類名 】 明細書

【 補正対象項目名 】 0 0 1 6

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 0 0 1 6 】

本発明の第8の態様は、第7の態様に記載の手術システムにおいて、前記吸引部は、前記第1の管路または前記第2の管路の少なくとも一方から前記体腔内の対象を吸引するように構成される手術システムを提供する。

【 手続補正 1 1 】

【 補正対象書類名 】 明細書

【 補正対象項目名 】 0 0 1 7

【 補正方法 】 削除

【 補正の内容 】

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2013/067567
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01) i, G02B23/24(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/32		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2007/080971 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 19 July 2007 (19.07.2007), paragraphs [0007] to [0098] & JP 5097558 B2 & US 2007/0163585 A1	1-9
A	JP 2007-075518 A (Olympus Medical Systems Corp.), 29 March 2007 (29.03.2007), paragraphs [0011] to [0168] (Family: none)	1-9
A	JP 09-122069 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 13 May 1997 (13.05.1997), paragraphs [0018] to [0295] & US 5840016 A	1-9
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 12 July, 2013 (12.07.13)		Date of mailing of the international search report 23 July, 2013 (23.07.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/067567

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 10
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
The method described in claim 10 is a method in which a device is used in the human body, and therefore includes a method for the surgery of the human body. Thus, the invention of this claim relates to a subject matter which this international searching authority is not required to search.
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2013/067567	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00-1/32			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013年			
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用了用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	WO 2007/080971 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.07.19, 段落0007-0098 & JP 5097558 B2 & US 2007/0163585 A1	1-9	
A	JP 2007-075518 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.03.29, 段落0011-0168 (ファミリーなし)	1-9	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献	
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの	
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの	
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献	
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 12.07.2013		国際調査報告の発送日 23.07.2013	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 佐藤 高之	2Q 3604
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 6 7 5 6 7
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 09-122069 A (オリンパス光学工業株式会社) 1997.05.13, 段落0018-0295 & US 5840016 A	1-9

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 6 7 5 6 7

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求項 10 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、請求項10に記載された方法は、人体内で装置を使用するものであるから、人間を手術する方法を含んでいて、国際調査をすることを要しない対象に係るものである。
2. 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210 (第1ページの続葉(2)) (2009年7月)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	供气系统，手术系统和供气方法		
公开(公告)号	JPWO2014003073A1	公开(公告)日	2016-06-02
申请号	JP2013553556	申请日	2013-06-26
[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	糟谷侑磨		
发明人	糟谷 侑磨		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61M13/003 A61B1/00119 A61B1/00135 A61B1/015 A61B1/3132 A61M1/0023 A61M2205/3379 A61M2210/1021		
FI分类号	A61B1/00.332.D A61B1/00.320.A		
F-TERM分类号	4C161/AA24 4C161/BB02 4C161/DD03 4C161/FF43 4C161/GG11 4C161/GG24 4C161/HH02 4C161/HH05 4C161/HH09 4C161/JJ11		
优先权	2012144766 2012-06-27 JP		
其他公开文献	JP5566544B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于向体腔内供应预定气体的空气供应系统 (100a) 被插入到消化腔 (4) 中，并且是用于向消化腔 (4) 供应吹入气体的第一引导件。外套管 (3) 是管，第二外套管用于以与设置在外套管 (3) 中的外套管 (3) 不同的流速将吹入气体提供到消化腔 (4) 中。消化器官内窥镜 (2) 的插入部分 (2a) 是导管。

