

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5566544号  
(P5566544)

(45) 発行日 平成26年8月6日(2014.8.6)

(24) 登録日 平成26年6月27日(2014.6.27)

(51) Int.Cl.	F 1
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 3 2 D
	A 6 1 B 1/00 3 2 0 A

請求項の数 8 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2013-553556 (P2013-553556)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成25年6月26日 (2013.6.26)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/067567		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02014/003073	(74) 代理人	100074099
(87) 国際公開日	平成26年1月3日 (2014.1.3)		弁理士 大管 義之
審査請求日	平成25年11月21日 (2013.11.21)	(72) 発明者	糟谷 侑磨
(31) 優先権主張番号	特願2012-144766 (P2012-144766)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成24年6月27日 (2012.6.27)		リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		審査官 小田倉 直人
早期審査対象出願		(56) 参考文献	国際公開第2007/080971 (W O, A1)
		(58) 調査した分野(Int.Cl., DB名)	A 6 1 B 1/00

(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) 【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

10

20

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。

10

【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。

20

【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。

30

【発明の詳細な説明】

【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。

40

【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】

50

## 【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

【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。

【0013】

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。

40

【0014】

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。

【0015】

50

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。

【0016】

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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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。

40

【0021】

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100aを構成して、送気システム100aは高周波切開装置5や吸引器

50

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1aと、送気ガスを消化器内視鏡2に送気する送気部1b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。

【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2a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2bと、ユニバーサルコード部2cと、光源装置9に接続されるコネクタ部2dと、を備えている。

10

【0024】

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22、チャンネル23)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100では、消化器内視鏡2の一方のチャンネル22には、送気装置1の送気部1bにつながったチューブが接続されている。送気部1bからチューブを介してチャンネル22に導入された送気ガスは、図2に示されるように、挿入部2a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23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、図2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4内に導入される。

20

【0025】

消化器内視鏡2のコネクタ部2d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7aにつながったチューブが接続されている。コネクタ部2dに接続されたチューブは、チャンネル22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2dには、ビデオプロセッサ10につながったスコープケーブルも接続されている。

【0026】

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2a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1a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22に導入される気体と同じ気体が送気部1a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100では、オーバーチューブ3に消化器内視鏡2の挿入部2a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1a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2aによって形成される管路21を通して、図2に示されるように、消化管腔4内に送気される。

30

【0027】

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。

40

【0028】

処置具6は、その先端に高周波プローブ6a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23に挿通されて、消化器内視鏡2の挿入部2aから突出した高周波プローブ6aによる患部の焼灼治療などに用いられる。

【0029】

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

50

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。

【 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。

【 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。

【 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気の両方に用

10

20

30

40

50

いることを可能としている。このため、手術システム 100 は、チャンネル 22 を送気と吸引の両方に使用している。

【0036】

また、手術システム 100 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 22 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变形して手術システム 100 を構築することができる。

【0037】

なお、手術システム 100 及び送気システム 100 a は、種々の变形が可能である。例えば、図 1 では、吸引部 7 a がチャンネル 22 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。

【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 51 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。

【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 52 に T 字アダプタ 31 が挿入されている点、チャンネル 52 に挿入された T 字アダプタ 31 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 52 に挿入された T 字アダプタ 31 の他方の開口部からチャンネル 52 に送気ビームプローブ 32 が挿通されている点が、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。

【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 32 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。

10

20

30

40

50

## 【0043】

送気ビームプローブ32は、図6及び図8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。即ち、外管33及び内管34は、チャンネル52に挿通されている。

## 【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103a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。

10

## 【0045】

このため、図7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。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。

20

## 【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。

30

## 【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。

40

## 【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】

50

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。

【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。本実施例に係る手術システムは、吸引部 7a 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 32 の代わりに図 10 に示す送気ビームプローブ 32a を備えている点が、実施例 2 に係る手術システム 103 と異なっている。

【0053】

送気ビームプローブ 32a は、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 34a がチャンネル 52 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 32 と同様である。送気ビームプローブ 32a は、図 10 に示すように、内管 34a を外管 33 の中心位置からずれた位置に配置している点、内管 34a を外管 33 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 35 を備えている点が、実施例 2 に係る送気ビームプローブ 32 と異なっている。

【0054】

送気ビームプローブ 32a 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 33 と内管 34a 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 34a 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。

【0055】

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 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。

【0056】

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 33 内における内管 34a の設置位置を変えることで、外管 33 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 33 内に追加で設けられた内管 35 内に形成される管路 43 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】

【0057】

図 11 は、本実施例に係る手術システムの送気ビームプローブ 32b 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 32 の代わりに図 11 に示す送気ビームプローブ 32b を備えている点が、実施例 2 に係る手術システム 103 と異なっている。送気ビームプローブ 32b は、外管 33 と内管 34 の間の管路 41 中に外管 33 と内管 34 をつなぐ切り欠き部 36 を備えている点が異なっている。

【0058】

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 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。

【0059】

10

20

30

40

50

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。

【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 】

本実施例に係る手術システム 1 0 5 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 3 2 とを組み合わせた手術システムである。手術システム 1 0 5 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 2 3 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 1 5 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 1 0 0 と同様である。

【 0 0 6 3 】

手術システム 1 0 5 は、まず、消化器内視鏡 2 の他方のチャンネル 5 2 に送気ビームプローブ 3 2 が挿通されている点が、実施例 1 に係る手術システム 1 0 0 とは異なっている。なお、チャンネル 5 2 に挿通されている送気ビームプローブ 3 2 は、実施例 2 に係る送気ビームプローブ 3 2 と同様のものであり、送気ビームプローブ 3 2 を構成する内管 3 4 は送気部 1 a に、外管 3 3 は送気部 1 b に接続されている。

【 0 0 6 4 】

手術システム 1 0 5 は、さらに、オーバーチューブ 3 に送気部 1 c と吸引部 7 a 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 1 0 0 と異なっている。手術システム 1 0 5 では、送気部 1 c 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 3 2 の間に形成される管路 2 1 から送気ガスが送気される。一方、吸引部 7 a が動作しているときには、管路 2 1 から消化管腔内の対象が吸引される。これらの送気部 1 c と吸引部 7 a の動作は、択一的に行われる。

【 0 0 6 5 】

なお、本実施例では、手術システム 1 0 5 のうちの、主に、送気装置（送気部 1 a、送気部 1 b、送気部 1 c）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 3 2 が、送気機能を実現する送気システム 1 0 3 a を構成している。そして、送気システム 1 0 5 a は高周波切開装置 5 や吸引部 7 a に接続されている。また、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 1 0 5 は手術システム 1 0 0 と同様である。

【 0 0 6 6 】

オーバーチューブ 3 及び挿入部 2 a は、図 1 5 に示されるように、送気部 1 c 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 2 1 を形成している。また、送気ビームプローブ 3 2 は、図 1 5 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。そして、外管 3 3 と内管 3 4 が送気部 1 b 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 4 1 を形成し、内管 3 4 が送気部 1 a 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 4 2 を形成している。つまり、手術システム 1 0 5 及び送気システム 1 0 5 a 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。

【 0 0 6 7 】

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 105 a 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 1 a と送気部 1 b 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 2 a 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 1 b と送気部 1 c が管路 21 及び管路 41 に送気ガスを供給し送気する。

【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、より遠くまで送気ガスを送り出すことができる。

10

【0069】

従って、手術システム 105 及び送気システム 105 a 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 100 a 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 100 a と同様である。

20

【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 105 a 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 103 a よりも、大きな流量で送気ガスを送気することができる。

【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。

30

【0072】

本実施例に係る手術システム 106 は、送気部 1 a とチャンネル 22 との間に流量センサ 12 a を備える点、及び、送気部 1 b 及び吸引部 7 a 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 12 b 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 1 a、送気部 1 b、高周波切開装置 5、吸引部 7 a、流量センサ 12 a、流量センサ 12 b）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。

【0073】

40

送気部 1 a 及び送気部 1 b 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 1 a 及び送気部 1 b の構成は、エア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。

【0074】

吸引部 7 a 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 7 a 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】

50

流量センサ 1 2 a 及び流量センサ 1 2 b 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 1 2 a は、送気部 1 a からの送気ガスの流量である送気量  $Q_1$  を検出する。流量センサ 1 2 b は、送気部 1 b からの送気ガスの流量である送気量  $Q_2$ 、及び、吸引部 7 a への吸引流量  $Q_3$  を検出する。

【 0 0 7 6 】

コントロールユニット 1 3 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 1 a、送気部 1 b）及び吸引部 7 a の駆動制御、流量センサ（流量センサ 1 2 a、流量センサ 1 2 b）からの出力の検出などを行う。手術システム 1 0 6 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 1 3 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 1 3 は、図 1  
9 に示すように、図 1 9 に示すようなタイミングで、送気部 1 a 及び送気部 1 b による送  
気と吸引部 7 a による吸引とが繰り返し行われるように、送気部 1 a、送気部 1 b 及び吸  
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。

10

【 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。

20

【 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。

【 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。

30

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。

【 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。

40

【 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。

【 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

50

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  $V_1 > \text{流速 } V_2$  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。

【 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ができる。

10

【 0 0 8 5 】

なお、吸引動作中、コントロールユニット 1 3 は、流量センサ 1 2 b で検出される単位時間当たりの吸引量  $Q_3$  が送気中における単位時間当たりの送気量  $Q_1$  と送気量  $Q_2$  の和（つまり、吸引量  $Q_3 = \text{送気量 } Q_1 + \text{送気量 } Q_2$ ）となるように、流量センサ 1 2 b で検出される吸引量  $Q_3$  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。

20

【 0 0 8 6 】

以上のように構成された本実施例に係る手術システム 1 0 6 及び送気システム 1 0 6 a によれば、実施例 1 に係る手術システム 1 0 0 及び送気システム 1 0 0 a 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 1 0 0 及び送気システム 1 0 0 a と同様である。

【 0 0 8 7 】

さらに、本実施例に係る手術システム 1 0 6 及び送気システム 1 0 6 a では、内視鏡毎に断面積 A 1 及び断面積 A 2 を決定し、その上で、流量センサ 1 2 a 及び流量センサ 1 2 b からの出力に基づいて、流速  $V_1 > \text{流速 } V_2$  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 1 2 b からの出力に基づいて、吸引量  $Q_3$  が送気量  $Q_1 + \text{送気量 } Q_2$  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 1 0 6 及び送気システム 1 0 6 a 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。

30

【 符号の説明 】

【 0 0 8 8 】

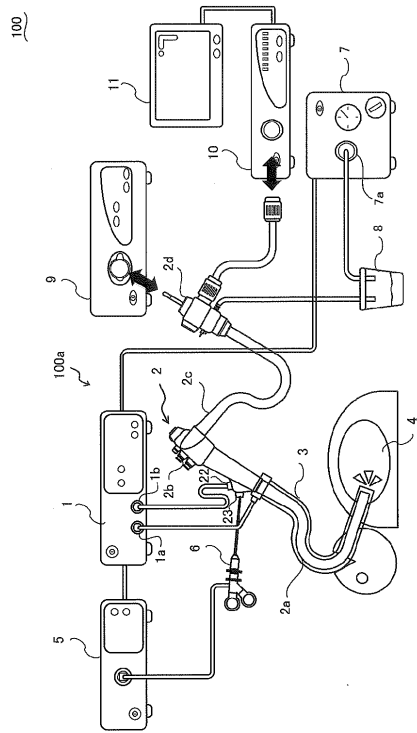
- 1 . . . 送気装置
- 1 a、1 b、1 c . . . 送気部
- 2 . . . 消化器内視鏡
- 2 a . . . 挿入部
- 2 b . . . 操作部
- 2 c . . . ユニバーサルコード部
- 2 d . . . コネクタ部
- 3 . . . オーバーチューブ
- 4 . . . 消化管腔
- 5 . . . 高周波切開装置
- 6 . . . 処置具
- 6 a . . . 高周波プローブ

40

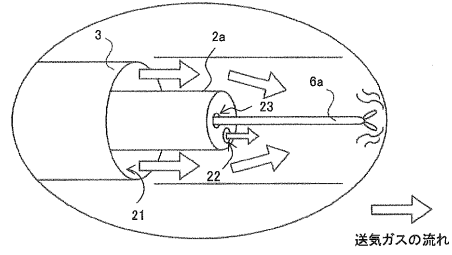
50

7	・・・吸引器	
7 a	・・・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	
12 a、12 b	・・・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	10
16	・・・レギュレータ	
17	・・・比例電磁弁	
21、41、42、43	・・・管路	
22、23、51、52	・・・チャンネル	
24	・・・ガス供給口	
31	・・・T字アダプタ	
32、32 a、32 b、32 c、32 d	・・・送気ビームプローブ	
33	・・・外管	
34、34 a、35	・・・内管	
36、37、38 a、38 b	・・・切り欠き部	20
61、62	・・・絞り	
63	・・・Y字管	
100、101、102、103、104、105、106	・・・手術システム	
100 a、101 a、102 a、103 a、104 a、105 a、106 a	・・・送気システム	

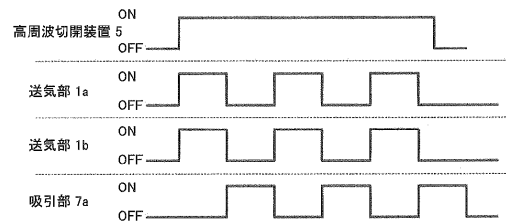
【図1】



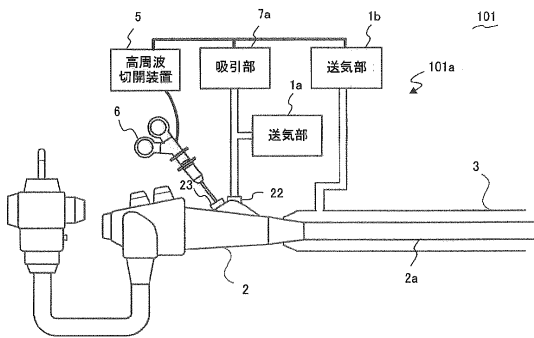
【図2】



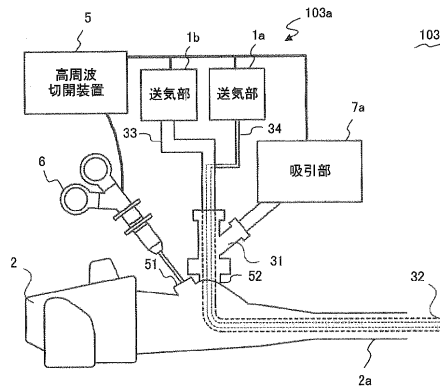
【図3】



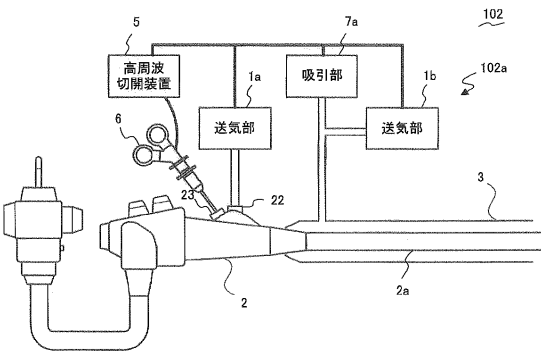
【図4】



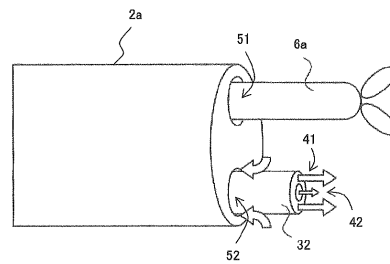
【図6】



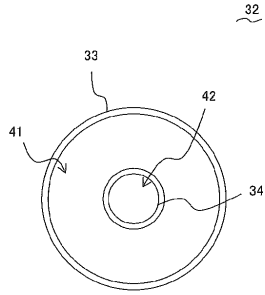
【図5】



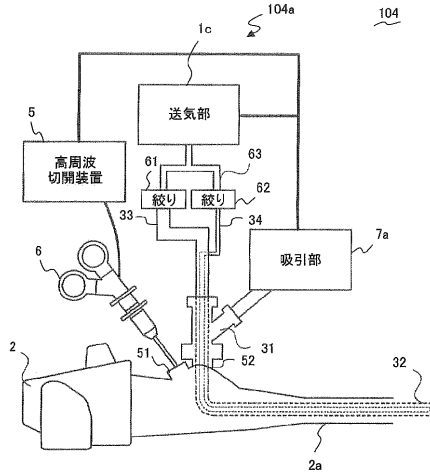
【図7】



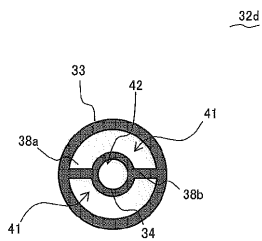
【図8】



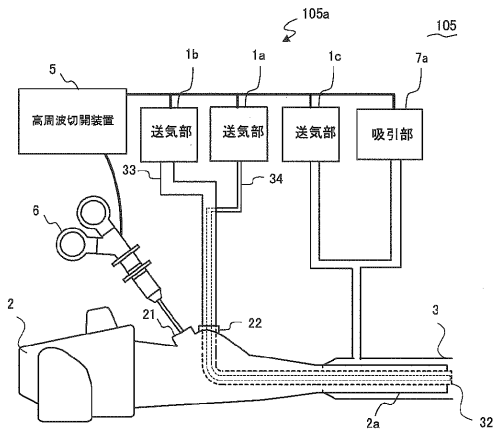
【図9】



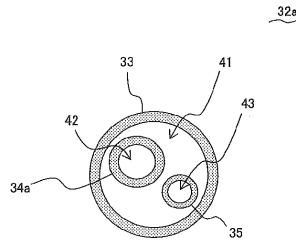
【図13】



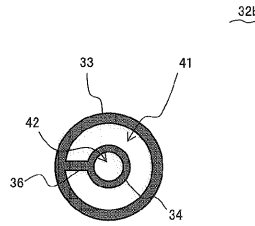
【図14】



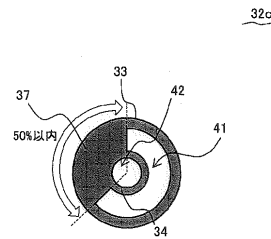
【図10】



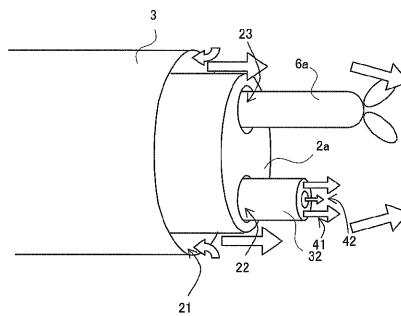
【図11】



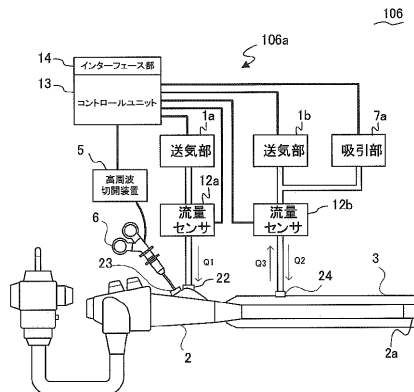
【図12】



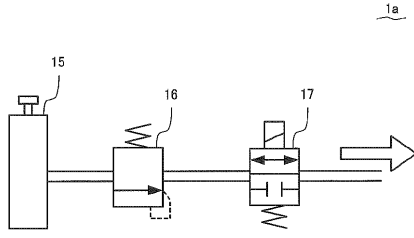
【図15】



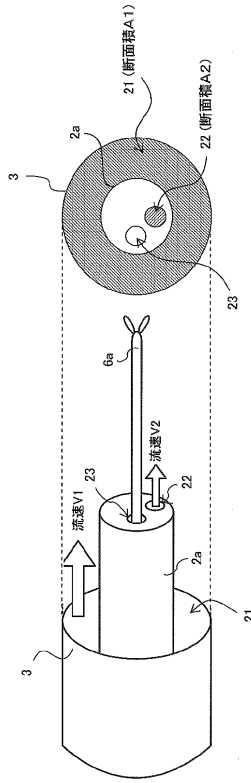
【図16】



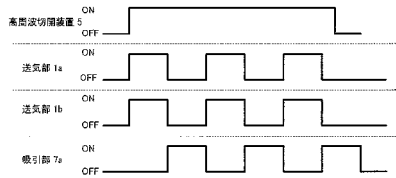
【図 17】



【図 18】



【図 19】



专利名称(译)	供气系统，手术系统和供气方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5566544B2</a>	公开(公告)日	2014-08-06
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		
当前申请(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		
优先权	2012144766 2012-06-27 JP		
其他公开文献	JPWO2014003073A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

用于将预定气体输送到体腔中的空气供应系统 ( 100a ) 包括插入消化腔 ( 4 ) 中并用于将空气供应气体输送到消化腔 ( 4 ) 的第一引导件。设置在外套管 ( 3 ) 中的第二管 ( 3 ) ，其设置在外套管 ( 3 ) 中并用于以与外套管不同的流速将注入气体供应到消化腔 ( 4 ) 中并且，作为引导管的消化器官内窥镜 ( 2 ) 的插入部 ( 2a ) 。

【 图 5 】

