

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02016/140039

発行日 平成29年4月27日 (2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年9月9日 (2016. 9. 9)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/94 (2006.01)	A 6 1 B 17/94	4 C 1 6 0
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 18/12	
A 6 1 B 17/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/00	7 0 0

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

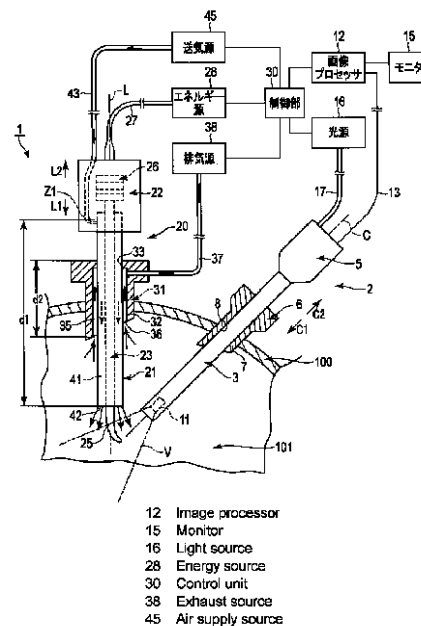
出願番号	特願2016-575588 (P2016-575588)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/054122		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成28年2月12日 (2016. 2. 12)		東京都八王子市石川町2951番地
(31) 優先権主張番号	特願2015-42935 (P2015-42935)	(74) 代理人	100108855
(32) 優先日	平成27年3月4日 (2015. 3. 4)		弁理士 蔵田 昌俊
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913
			弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療処置システム

(57) 【要約】

挿入具は、固定具の孔に挿通されることにより、前記固定具の先端から先端側に向かって突出するシャフト部と、前記シャフト部に形成され、気体を噴出する噴出口を前記シャフト部の先端部に有する送気チャンネルと、を備える。前記送気チャンネルでは、基端側から前記先端側へ前記噴出口に向かって前記気体が供給され、前記送気チャンネルの前記噴出口からの前記基端側への長手軸に沿った延設寸法は、前記固定具の前記孔の延設寸法より大きい。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体外と体腔との間を連通させる孔を形成するとともに、体壁に固定される固定具と、前記体腔においてエネルギーを用いて処置を行う処置部と、を備える医療処置システムにおいて、前記固定具の前記孔に挿通されることにより前記体腔に挿入される挿入具であって、

基端部から先端部へ長手軸に沿って延設され、前記固定具の前記孔に挿通されることにより、前記体腔において前記固定具の先端から先端側に向かって突出するシャフト部と、前記シャフト部に形成されるとともに、気体を噴出する噴出口を前記シャフト部の前記先端部に有する送気チャンネルであって、基端側から前記先端側へ前記噴出口に向かって前記気体が供給され、前記噴出口からの前記基端側への前記長手軸に沿った延設寸法が前記固定具の前記孔の延設寸法より大きい送気チャンネルと、
を具備する挿入具。

10

【請求項 2】

請求項 1 の挿入具と、

前記体外に配置され、前記送気チャンネルに前記気体を供給することにより、前記送気チャンネルにおいて前記基端側から前記先端側への前記気体の流れを形成する送気源と、
を具備する医療処置システム。

【請求項 3】

前記挿入具の先端部に設けられるか、又は、前記体腔に挿入される前記挿入具とは別体の挿入体に設けられ、前記体腔において前記エネルギーを用いて処置を行う処置部をさらに具備する請求項 2 の医療処置システム。

20

【請求項 4】

前記処置部に前記処置に用いられるエネルギーを供給するエネルギー源と、

前記送気源を制御することにより、前記エネルギー源から前記処置部に前記エネルギーが供給されたことに対応して、前記送気源から前記送気チャンネルを通して前記噴出口に前記気体を供給させる制御部と、
をさらに具備する請求項 3 の医療処置システム。

【請求項 5】

前記体腔において気体を吸引する吸引口を有するとともに、前記吸引口から吸引された前記気体を前記体外に向かって排気する排気チャンネルであって、前記噴出口からの前記気体の噴出及び前記吸引口での前記気体の吸引が行われている状態において、前記吸引口は前記送気チャンネルの前記噴出口に比べ前記処置部から離れて位置する排気チャンネルをさらに具備する請求項 3 の医療処置システム。

30

【請求項 6】

前記体外に配置され、前記排気チャンネルを通しての排気を行うことにより、前記排気チャンネルにおいて前記体腔から前記体外に向かう前記気体の流れを形成する排気源と、

前記処置部に前記処置に用いられるエネルギーを供給するエネルギー源と、

前記排気源を制御することにより、前記エネルギー源から前記処置部に前記エネルギーが供給されたことに対応して、前記吸引口から前記排気源へ前記排気チャンネルを通して前記気体を排気させる制御部と、
をさらに具備する請求項 5 の医療処置システム。

40

【請求項 7】

前記挿入具の先端部に設けられるか、又は、前記体腔に挿入される前記挿入具とは別体の挿入体に設けられ、前記体腔において被写体を撮像する撮像素子をさらに具備し、

前記送気チャンネルは、前記撮像素子の視野範囲に向かって供給された前記気体を前記噴出口から噴出する、

請求項 2 の医療処置システム。

【請求項 8】

請求項 1 の挿入具と、

50

前記挿入具の前記シャフト部が挿通される孔を形成するとともに、前記体壁に固定される固定具と、

を具備する医療処置システム。

【請求項 9】

前記挿入具の先端部に設けられ、前記体腔において前記エネルギーを用いて処置を行う処置部をさらに具備するエネルギー処置具である請求項 1 の挿入具。

【請求項 10】

前記挿入具の先端部に設けられ、前記体腔において被写体を撮像する撮像素子をさらに具備する内視鏡である請求項 1 の挿入具。

【請求項 11】

前記送気チャンネルからは分離された状態で前記基端側から前記先端側へ延設され、内視鏡が挿入される挿入チャンネルをさらに具備するオーバーチューブである請求項 1 の挿入具。

【請求項 12】

前記医療処置システムにおいて前記処置部が設けられエネルギー処置具及び撮像素子が設けられる内視鏡とは別体で前記体腔に挿入される補助具である請求項 1 の挿入具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内に挿入される挿入具、及び、その挿入具を備えるとともに体外から体腔内へ気体が供給される医療処置システムに関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献 1 には、体腔である腹腔に挿入される内視鏡及びエネルギー処置具を備える医療処置システムが開示されている。この医療処置システムでは、2つのトラカール（固定具）が体壁に固定され、内視鏡（挿入具）の挿入部（シャフト部）及びエネルギー処置具のそれぞれは、対応するトラカールの孔を通して、腹腔に挿入される。エネルギー処置具の先端部には、処置部が設けられ、体腔において処置部は供給された高周波電力（エネルギー）を用いて処置対象を処置する。また、内視鏡の挿入部の先端部には、撮像素子が設けられている。腹腔では、撮像素子は処置部の近傍に配置され、撮像素子は処置部による処置領域及びその近傍において被写体を撮像する。また、内視鏡の挿入部が挿通されるトラカールと挿入部との間には、体外から腹腔内に二酸化炭素（気体）を供給する送気チャンネルが形成されている。送気チャンネルを通った二酸化炭素は、トラカールの先端から腹腔に噴出される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2000 - 175931 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

前記特許文献 1 の医療処置システムでは、高周波電力（高周波電流）を用いて処置部で処置が行われることにより、処置部による処置領域及びその近傍において煙が発生する。また、処置部が超音波振動を用いて処置を行うエネルギー処置具では、処置部に液体が付着した状態で処置部を振動させることにより、処置部による処置領域及びその近傍においてミストが発生する。処置部による処置領域及びその近傍において、煙及びミストの少なくとも一方が発生することにより、撮像素子の視野範囲において視認性が低下してしまう。前記特許文献 1 では、腹腔内に気体が供給されるが、トラカールの先端から腹腔へ気体が噴出されるため、腹腔への気体の噴出位置は、処置部による処置領域から離れている。このため、処置部による処置領域及びその近傍において煙及びミストの少なくとも一方が

10

20

30

40

50

発生しても、撮像素子による視野範囲から発生した煙及び／又はミストは除去されない。

【 0 0 0 5 】

本発明は前記課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは、エネルギーを用いて処置を行う処置部による処置領域及びその近傍における視認性が確保される挿入具及び医療処置システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

前記目的を達成するため、本発明のある態様は、体外と体腔との間を連通させる孔を形成するとともに、体壁に固定される固定具と、前記体腔においてエネルギーを用いて処置を行う処置部と、を備える医療処置システムにおいて、前記固定具の前記孔に挿通されることにより前記体腔に挿入される挿入具であって、基端部から先端部へ長手軸に沿って延設され、前記固定具の前記孔に挿通されることにより、前記体腔において前記固定具の先端から先端側に向かって突出するシャフト部と、前記シャフト部に形成されるとともに、気体を噴出する噴出口を前記シャフト部の前記先端部に有する送気チャンネルであって、基端側から前記先端側へ前記噴出口に向かって前記気体が供給され、前記噴出口からの前記基端側への前記長手軸に沿った延設寸法が前記固定具の前記孔の延設寸法より大きい送気チャンネルと、を備える。

10

【発明の効果】

【 0 0 0 7 】

本発明によれば、エネルギーを用いて処置を行う処置部による処置領域及びその近傍における視認性が確保される挿入具及び医療処置システムを提供することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 8 】

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る医療処置システムを示す概略図である。

【図 2】図 2 は、第 1 の変形例に係る医療処置システムを示す概略図である。

【図 3】図 3 は、第 2 の変形例に係る医療処置システムを示す概略図である。

【図 4】図 4 は、第 3 の変形例に係る医療処置システムを示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 9 】

（第 1 の実施形態）

30

本発明の第 1 の実施形態について、図 1 を参照して説明する。

【 0 0 1 0 】

図 1 は、本実施形態の医療処置システム 1 を示す図である。図 1 に示すように、医療処置システム 1 は、挿入体である内視鏡（硬性鏡）2 を備える。内視鏡 2 は、長手軸（内視鏡長手軸）C を有する。ここで、内視鏡 2 の長手軸 C に平行な方向の一方側が内視鏡 2 の先端側（図 1 の矢印 C 1 側）であり、先端側とは反対側が内視鏡 2 の基端側（図 1 の矢印 C 2 側）である。内視鏡 2 は、長手軸 C に沿って延設される挿入部（内視鏡挿入部）3 と、挿入部 3 より基端側に設けられる操作部（内視鏡操作部）5 と、を備える。挿入部 3 は、先端部及び基端部を有し、挿入部 3 の先端によって、内視鏡 2 の先端が形成されている。

40

【 0 0 1 1 】

また、医療処置システム 1 は、固定具であるトラカール（第 1 のトラカール）6 を備える。トラカール 6 は、穿刺部（第 1 の穿刺部）7 を備える。トラカール 6 は、穿刺部 7 が体壁 100 に穿刺されることにより、体壁 100 に固定される。また、トラカール 6 には、内視鏡 2 の挿入部 3 などが通される孔（第 1 の孔）8 が形成されている。トラカール 6 が体壁 100 に固定された状態では、孔 8 を通して体外（外部環境）と体腔 101 との間が連通する。内視鏡 2 の挿入部 3 は、先端側からトラカール 6 の孔 8 に挿通され、体腔 101 に挿入される。挿入部 3 が体腔 101 に挿入された状態では、挿入部 3 の先端部は、トラカール 6 の先端（穿刺部 7 の先端）より先端側（先端方向側）に位置している。すなわち、挿入部 3 は、トラカール 6 の先端から先端側に向かって突出する。そして、操作部

50

5は体外に位置している。ここで、体腔は、例えば、腹腔、胸腔、骨盤腔、腎腔である。ただし、食道の内部、大腸の内部等に延設される管腔は、体腔には含まれない。

【0012】

なお、内視鏡2の挿入部3がトラカール6の孔8に挿通された状態では、孔8の基端において、例えば公知の弁機構を用いることにより、内視鏡2の挿入部3とトラカール6との間が気密に保たれる。このため、例えば二酸化炭素を用いて気腹させた際に、その二酸化炭素がトラカール6の孔8の基端を通して流出することが、防止される。

【0013】

挿入部3の先端部には、CCD等の撮像素子11が設けられている。また、医療処置システム1は、体外に配置される画像処理装置として画像プロセッサ12を備える。撮像素子11には、撮像ケーブル13の一端が接続されている。撮像ケーブル13は、挿入部3の内部及び操作部5の内部を通して延設され、他端が画像プロセッサ12に接続されている。また、画像プロセッサ12は、体外に配置される表示装置であるモニタ15に電氣的に接続されている。撮像素子11は、体腔101の視野範囲Vにおいて挿入部3の先端面に設けられる観察窓(図示しない)を通して被写体を撮像する。撮像素子11によって撮像が行われることにより、撮像信号(電気信号)が撮像ケーブル13を介して画像プロセッサ12に伝達され、画像プロセッサ12で画像処理が行われる。そして、画像処理された被写体像がモニタ15に表示される。

【0014】

医療処置システム1は、体外に配置されるランプ等の光源16を備える。光源16には、ライトガイド17が光学的に接続されている。ライトガイド17は、操作部5の内部及び挿入部3の内部を通して、挿入部3の先端部まで延設されている。光源16から出射された光は、ライトガイド17を通して導光される。そして、ライトガイド17の一端(先端)から挿入部3の先端面に設けられる照明窓(図示しない)を通して、撮像素子11の視野範囲Vに光が照射される。

【0015】

また、医療処置システム1は、挿入具であるエネルギー処置具20を備える。本実施形態では、エネルギー処置具20は、高周波電力及び超音波振動をエネルギーとして処置を行う処置具である。エネルギー処置具20は、長手軸(処置具長手軸)Lを有する。ここで、エネルギー処置具20の長手軸Lに平行な方向の一方側がエネルギー処置具20の先端側(図1の矢印L1側)であり、先端側とは反対側がエネルギー処置具20の基端側(図1の矢印L2側)である。エネルギー処置具20は、長手軸Lに沿って延設されるシャフト部であるシース21と、シース21の基端側に連結される保持可能な保持部22と、を備える。筒状のシース21は、先端部及び基端部を有する。

【0016】

また、エネルギー処置具20は、超音波振動を伝達可能な伝達部材(プローブ)23を備える。伝達部材23は、シース21に挿通され、保持部22の内部からシース21の内部を通して先端側(先端方向)に向かって延設されている。伝達部材23の先端部(エネルギー処置具20の先端部)には、処置部25が設けられている。伝達部材23の処置部25は、シース21の先端から先端側に向かって突出し、処置部25の先端(伝達部材23の先端)によって、エネルギー処置具20の先端が形成されている。本実施形態では、処置部25は、ヘラ形状に形成されている。また、保持部22の内部には、振動発生部である超音波振動子26が設けられ、超音波振動子26は、伝達部材23の基端部に連結されている。

【0017】

医療処置システム1は、トラカール(第1のトラカール)6とは別にトラカール(第2のトラカール)31を固定具として備える。トラカール31は、穿刺部(第2の穿刺部)32を備える。トラカール31は、穿刺部32が体壁100に穿刺されることにより、体壁100に固定される。また、トラカール31には、処置具20のシース21及び伝達部材23などが通される孔(第2の孔)33が形成されている。トラカール31が体壁10

10

20

30

40

50

0に固定された状態では、孔33を通して体外（外部環境）と体腔101との間が連通する。エネルギー処置具20のシース21及び伝達部材23は、先端側からトラカール31の孔33に挿通され、体腔101に挿入される。シース21及び伝達部材23が体腔101に挿入された状態では、シース21の先端部及び伝達部材23の処置部25は、トラカール31の先端（穿刺部32の先端）より先端側（先端方向側）に位置している。すなわち、シース21は、トラカール31の先端から先端側に向かって突出する。そして、保持部22は、体外に位置している。

【0018】

医療処置システム1では、保持部22に、ケーブル27の一端が接続されている。そして、ケーブル27の他端は、エネルギー源28に接続されている。エネルギー源28は、例えば、電源、超音波振動を発生させる電力に電源からの電力を変換する変換回路、及び、高周波電力に電源からの電力を変換する変換回路を備える。超音波振動を発生させる電力（超音波電気エネルギー）は、ケーブル27の内部に延設される電気配線（図示しない）を介してエネルギー源28から超音波振動子26に供給される。これにより、超音波振動子26で超音波振動が発生し、発生した超音波振動が伝達部材23を通して処置部25に伝達される。エネルギー源からの高周波電力（高周波電気エネルギー）は、処置部25に供給されるとともに、体外に配置される電極板（図示しない）に供給される。高周波電力が処置部25に供給された状態で、処置部25を処置対象に接触させることにより、処置部25と電極板との間で処置対象に高周波電流が流れる。したがって、エネルギー処置具（挿入具）20の先端部に設けられる処置部25には、超音波振動及び高周波電力がエネルギーとして供給され、処置部25は、供給されたエネルギーを用いて処置を行う。

【0019】

医療処置システム1は、システム全体を制御する制御部30を備える。制御部30は、CPU（Central Processing Unit）又はASIC（application specific integrated circuit）等を備えるプロセッサ、及び、メモリ等の記憶部を備える。制御部30は、画像プロセッサ12での画像の処理状態、光源16からの光の出射状態、及び、エネルギー源28からのエネルギーの供給状態を検出するとともに、画像プロセッサ12での画像処理、光源16からの光の出射、及び、エネルギー源28からのエネルギーの供給を制御する。例えば、保持部22に設けられるエネルギー操作ボタン（図示しない）で操作入力が行われることにより、制御部30は、エネルギー源28を制御し、超音波振動子26に超音波振動を発生させる電力を供給させるとともに、処置部25及び電極板に高周波電力を供給させる。また、ある実施例では、エネルギー源28及び制御部30が、一体のエネルギー制御装置として形成されてもよい。

【0020】

処置具20のシース21及び伝達部材23がトラカール31の孔33に挿通された状態では、シース21の外周面とトラカール31の内周面との間に、孔33によって排気チャンネル35が形成されている。処置具20のシース21がトラカール31の孔33に挿通された状態で、排気チャンネル35は、トラカール31の内部にシース21の長手軸Lに沿って延設されている。また、トラカール31が体壁100に固定された状態では、排気チャンネル35は、孔33の先端に形成される吸引口36で体腔101に対して開口する。トラカール31には、排気チューブ37の一端が接続されている。排気チューブ37の内部は、排気チャンネル35と連通している。排気チューブ37は、体外においてトラカール31の外部に延出され、他端が体外に配置される排気源38に接続されている。なお、シース21及び伝達部材23がトラカール31の孔33に挿通された状態では、孔33の基端において、例えば公知の弁機構を用いることにより、シース21とトラカール31との間が気密に保たれる。このため、排気チューブ37の内部又は吸引口36を通過することなく排気チャンネル35から気体が流出することが、防止される。したがって、例えば二酸化炭素を用いて気腹させた際に、その二酸化炭素がトラカール31の孔33の基端を通して流出することが、防止される。

【0021】

排気源 38 は、排気ポンプを備える。制御部 30 は、排気ポンプの駆動状態を検出するとともに、排気ポンプの駆動を制御する。すなわち、制御部 30 は、排気源 38 による排気状態を検出するとともに、排気源 38 による排気を制御している。制御部 30 によって排気ポンプが駆動されることにより、排気源 38 による排気が行われ、排気チャンネル 35 において体腔 101 (先端側) から体外 (基端側) へ向かう流れが形成される。これにより、体腔 101 に位置する吸引口 36 において気体が排気チャンネル 35 に吸引される。そして、吸引口 36 から吸引された気体は、排気チャンネル 35 及び排気チューブ 37 の内部を通して体外に向かって排気される。これにより、排気源 38 の排気タンクに排気された気体が回収される。

【0022】

本実施形態では、エネルギー源 28 からのエネルギーの供給状態 (超音波振動子 26 への超音波振動を発生する電力の供給状態、及び、処置部 25 及び電極板への高周波電力の供給状態) に基づいて、制御部 30 は、排気源 38 による排気を制御している。すなわち、制御部 30 は、エネルギー源 28 からのエネルギーの供給によって処置部 25 に超音波振動が伝達され、かつ、高周波電力が供給されたことに対応して、吸引口 36 から排気源 38 へ排気チャンネル 35 を通して気体を排気させる。

【0023】

また、エネルギー処置具 (挿入具) 20 では、シース (シャフト部) 21 の内周面と伝達部材 23 の外周面との間、すなわちシース (ルート形成部材) 21 の内部に、送気チャンネル 41 が形成されている。送気チャンネル 41 は、シース 21 の先端の噴出口 42 でシース 21 の外部に対して開口する。また、保持部 22 の内部では、シース 21 に送気チューブ 43 が接続されている。送気チューブ 43 の内部は、送気チャンネル 41 と連通位置 Z1 で連通している。送気チューブ 43 は、体外において保持部 22 の外部に延出され、他端が体外に配置される送気源 45 に接続されている。なお、送気チューブ 43 の内部又は噴出口 42 を通過することなく送気チャンネル 41 から気体が流出することは、防止されている。

【0024】

送気源 45 は、圧力調整弁及び貯ガスタンクを備える。制御部 30 は、圧力調整弁の作動状態を検出するとともに、圧力調整弁の作動を制御する。すなわち、制御部 30 は、送気源 45 による送気状態を検出するとともに、送気源 45 による送気を制御している。制御部 30 によって圧力調整弁が作動されることにより、送気源 45 の貯ガスタンクから送気チューブ 43 の内部を通して送気チャンネル 41 に気体が供給される。これにより、送気チャンネル 41 において、基端側 (体外) から先端側 (体腔) へ向かう気体の流れが形成され、基端側から先端側へ噴出口 42 に向かって送気源 45 からの気体が供給される。そして、シース (シャフト部) 21 の先端 (先端部) に位置する噴出口 42 から、供給された気体が体腔 101 へ噴出される。

【0025】

本実施形態では、エネルギー源 28 からのエネルギーの供給状態 (超音波振動子 26 への超音波振動を発生する電力の供給状態、及び、処置部 25 及び電極板への高周波電力の供給状態) に基づいて、制御部 30 は、送気源 45 による送気を制御している。すなわち、制御部 30 は、エネルギー源 28 からのエネルギーの供給によって処置部 25 に超音波振動が伝達され、かつ、高周波電力が供給されたことに対応して、送気源 45 から送気チャンネル 41 を通して噴出口 42 に気体を供給させる。

【0026】

本実施形態では、シース 21 (エネルギー処置具 29) の長手軸 L に平行な方向について、シース 21 での送気チャンネル 41 の噴出口 42 から送気チューブ 43 の内部との連通位置 Z1 までの延設寸法 d1 は、トラカール 31 の孔 33 の (基端から先端までの) 延設寸法 d2 より大きい。すなわち、送気チャンネル 41 の噴出口 42 からの基端側への長手軸 L に沿った延設寸法 (チャンネル延設寸法) d1 は、トラカール 31 の孔 33 の延設寸法 (孔延設寸法) d2 より大きい。このため、シース 21 及び伝達部材 23 がトラカー

10

20

30

40

50

ル 3 1 の孔 3 3 に挿通された状態では、送気チャンネル 4 1 の噴出口 4 2 は、トラカール 3 1 の先端（孔 3 3 の先端）より先端側に位置し、送気チャンネル 4 1 において送気チューブ 4 3 の内部との連通位置 2 1 は、トラカール 3 1 の基端（孔 3 3 の基端）より基端側に位置している。

【 0 0 2 7 】

次に、本実施形態の医療処置システム 1 の作用及び効果について説明する。医療処置システム 1 を用いて処置を行う場合は、固定具であるトラカール 6 , 3 1 を体壁 1 0 0 に固定する。そして、トラカール（第 1 のトラカール）6 の孔 8 に内視鏡 2 の挿入部 3 を挿通し、挿入部 3 を体腔 1 0 1 に挿入する。また、トラカール（第 2 のトラカール）3 1 の孔 3 3 にシース 2 1 及び伝達部材 2 3 を挿通し、シース 2 1 及び伝達部材 2 3 を体腔 1 0 1 に挿入する。そして、伝達部材 2 3 の処置部 2 5 を生体組織等の処置対象に接触させて、処置を行う。この際、処置部 2 5 による処置領域及びその近傍が撮像素子 1 1 の視野範囲 V となる位置に、体腔 1 0 1 において挿入部 3 を移動させる。

【 0 0 2 8 】

処置においては、エネルギー操作の入力に対応させて、制御部 3 0 によって、エネルギー源 2 8 からエネルギーが供給され、処置部 2 5 に超音波振動子 2 6 で発生した振動が伝達されるとともに、処置部 2 5 及び電極板（図示しない）に高周波電力が供給される。処置部 2 5 に高周波電力が供給され、処置部 2 5 に接触する処置対象に高周波電流が流れることにより、処置部 2 5 による処置領域及びその近傍（すなわち撮像素子 1 1 の視野範囲 V）において煙が発生する。また、処置部 2 5 に体液等の液体が付着した状態で処置部 2 5 が超音波振動によって振動することにより、処置部 2 5 による処置領域及びその近傍においてミストが発生する。

【 0 0 2 9 】

本実施形態では、処置において送気源 4 5 によって体腔 1 0 1 に気体が供給される。送気源 4 5 からの気体は、送気チューブ 4 3 の内部及び送気チャンネル 4 1 を通って供給され、エネルギー処置具（挿入具）2 0 のシース（シャフト部）2 1 の先端に設けられる噴出口 4 2 から体腔 1 0 1 に噴出される。ここで、本実施形態では、送気チャンネル 4 1 の噴出口 4 2 からの基端側への長手軸 L に沿った延設寸法 d 1 は、トラカール 3 1 の孔 3 3 の延設寸法 d 2 より大きい。このため、シース 2 1 及び伝達部材 2 3 がトラカール 3 1 の孔 3 3 に挿通された状態では、送気チャンネル 4 1 の噴出口 4 2 は、トラカール 3 1 の先端（孔 3 3 の先端）より先端側に位置する。したがって、処置において送気チャンネル 4 1 の噴出口 4 2 は、トラカール 3 1 の先端に比べ、処置部 2 5 による処置領域（撮像素子 1 1 の視野範囲 V）からの距離が近くなる。すなわち、体腔 1 0 1 へ気体が噴出される噴出口 4 2 の位置が、処置部 2 5 による処置領域から近くなる。これにより、処置部 2 5 による処置領域及びその近傍において煙及びミストの少なくとも一方が発生しても、送気チャンネル 4 1 の噴出口 4 2 から噴出される気体によって、発生した煙及び / 又はミストが処置領域及びその近傍（すなわち、撮像素子 1 1 の視野範囲 V）から適切に除去される。撮像素子 1 1 の視野範囲 V から発生した煙及び / 又はミストが除去されることにより、処置部 2 5 における処置領域及びその近傍において撮像素子 1 1 による視認性を確保することができ、モニタ 1 5 に表示される被写体の画像の乱れを適切に防止することができる。

【 0 0 3 0 】

また、処置部 2 5 は、噴出口 4 2 が位置するシース 2 1 の先端から先端側に突出するため、処置において、噴出口 4 2 は、処置部 2 5 による処置領域及びその近傍に向かって開口している。このため、送気チャンネル 4 1 を通って供給された気体は、噴出口 4 2 から処置領域及びその近傍（すなわち、撮像素子 1 1 の視野範囲 V）に向かって噴出される。撮像素子 1 1 の視野範囲 V に向かって気体が噴出されることにより、撮像素子 1 1 の視野範囲 V から発生した煙及び / 又はミストが除去され易くなる。これにより、処置部 2 5 における処置領域及びその近傍において撮像素子 1 1 による視認性がさらに向上する。

【 0 0 3 1 】

また、本実施形態では、エネルギー源 2 8 からのエネルギーの出力によって処置部 2 5

10

20

30

40

50

にエネルギー（高周波電力及び超音波振動）が供給されたことに対応して、制御部 30 は制御によって、送気源 45 から送気チャンネル 41 を通して噴出口 42 に気体を供給させている。このため、処置部 25 に供給される（伝達される）高周波電力及び超音波振動によって処置部 25 による処置領域及びその近傍において煙及びミストの少なくとも一方が発生しているタイミングでは、確実に送気チャンネル 41 の噴出口 42 から処置領域及びその近傍に気体が噴出される。このため、撮像素子 11 の視野範囲 V においてさらに確実に煙及び / 又はミストを除去することができる。

【0032】

また、本実施形態では処置において、排気源 38 によって体腔 101 の気体の体外への排気が行われる。排気源 38 によって排気チャンネル 35 を通しての排気が行われることにより、トラカール 31 の孔 33 の先端に位置する吸引口 36 から体腔 101 の気体が排気チャンネル 35 に吸引される。本実施形態では、処置において、トラカール 31 の先端より先端側にシース 21 の先端（噴出口 42）及び処置部 25 が位置するため、排気チャンネル 35 の吸引口 36 は、送気チャンネル 41 の噴出口 42 に比べて処置部 25 から離れて位置する。すなわち、処置においては、噴出口 42 に比べて吸引口 36 が処置部 25 による処置領域から離れる状態で、噴出口 42 からの気体の体腔 101 への噴出、及び、吸引口 36 を通しての体腔 101 からの気体の吸引が行われる。噴出口 42 からの気体の噴出及び吸引口 36 での気体の吸引が同時に行われることにより、体腔 101 において噴出口 42 の近傍から吸引口 36 の近傍に向かう気体の流れが形成される。したがって、処置において前述のように噴出口 42 及び吸引口 36 が位置することにより、体腔 101 において処置部 25 による処置領域及びその近傍（すなわち、撮像素子 11 の視野範囲 V）から処置領域から離れて位置する吸引口 36 の近傍に向かう気体の流れが発生する。これにより、撮像素子 11 の視野範囲 V から発生した煙及び / 又はミストが処置領域から離れた位置（吸引口 36）に向かって除去され易くなる。これにより、処置部 25 における処置領域及びその近傍において撮像素子 11 による視認性がさらに向上する。

【0033】

また、本実施形態では、エネルギー源 28 からのエネルギーの出力によって処置部 25 にエネルギー（高周波電力及び超音波振動）が供給されたことに対応して、制御部 30 は制御によって、吸引口 36 から排気源 38 へ排気チャンネル 35 を通して気体を排気させている。このため、処置部 25 に供給される（伝達される）高周波電力及び超音波振動によって処置部 25 による処置領域及びその近傍において煙及びミストの少なくとも一方が発生しているタイミングでは、処置部 25 による処置領域及びその近傍から吸引口 36 の近傍に向かう気体の流れが体腔 101 で確実に発生する。このため、撮像素子 11 の視野範囲 V においてさらに確実に煙及び / 又はミストを除去することができる。

【0034】

（変形例）

なお、第 1 の実施形態では、処置において体腔 101 に噴出口 42 が位置する送気チャンネル 41 がエネルギー処置具 20（シース 21 の内部）に設けられているが、これに限るものではない。例えば、図 2 に示す第 1 の変形例では、内視鏡（挿入具）2 の挿入部（シャフト部）3 の内部に、送気チャンネル 61 が内視鏡（硬性鏡）2 の長手軸 C に沿って延設されている。したがって、本変形例では、シャフト部（ルート形成部材）である挿入部 3 の内部には、撮像ケーブル 13 及びライトガイド 17 に加えて、送気チャンネル 61 が延設されている。そして、本変形例では、内視鏡（挿入具）2 とは別体の挿入体であるエネルギー処置具 20 には、送気チャンネル（41）が設けられていない。

【0035】

本変形例でもエネルギー処置具 20 が挿通されるトラカール（第 2 のトラカール）31 に、排気チャンネル 35 が形成されている。そして、体腔 101 の気体は、トラカール 31 の先端に形成される吸引口 36 から排気チャンネル 35 に吸引され、排気チャンネル 35 及び排気チューブ 37 の内部を通して、体外の排気源 38 に排気される。ただし、本変形例では、シース 21 の先端部にジョー（把持部材）55 が回動可能に取付けられ、ジョー

ー 5 5 は、処置部 2 5 に対して開閉可能である。そして、本変形例では、エネルギー処置具 2 0 の保持部 2 2 は、長手軸 L に沿って延設される保持部本体 5 1 と、保持部本体 5 1 から長手軸 L に対して交差する方向へ向かって延設される固定ハンドル（グリップ）5 2 と、固定ハンドル 5 2 に対して開閉可能な可動ハンドル（ハンドル）5 3 と、を備える。可動ハンドル 5 3 を固定ハンドル 5 2 に対して閉じることにより、ジョー 5 5 が伝達部材 2 3 の処置部 2 5 に対して閉じる。これにより、ジョー 5 5 と処置部 2 5 との間で処置対象が把持される。そして、処置対象を把持した状態で、処置部 2 5 に超音波振動が伝達され、処置部 2 5 及びジョー 5 5 に高周波電力が供給される。すなわち、処置部 2 5 及びジョー 5 5 を高周波電力の電極とするパイポラ処置が行われる。処置部 2 5 は、供給されたエネルギー（超音波振動及び高周波電力）を用いて把持された処置対象を処置する。

10

【 0 0 3 6 】

本変形例では、送気チャンネル 6 1 は、挿入部 3 の先端面の噴出口 6 2 で挿入部 3 の外部に対して開口する。また、内視鏡 2 の操作部 5 には、送気チューブ 4 3 が接続されている。操作部 5 では、送気チューブ 4 3 の内部が送気チャンネル 6 1 と連通位置 Z 2 で連通している。したがって、本変形例では、送気源 4 5 からの気体は、送気チューブ 4 3 の内部及び送気チャンネル 6 1 を通して供給され、送気チャンネル 6 1 において基端側から先端側へ噴出口 6 2 に向かって供給される。そして、噴出口 6 2 から体腔 1 0 1 に向かって、供給された気体が長手軸 C の方向に噴出される。本変形例では、送気チャンネル 6 1 の噴出口 6 2 からの基端側への長手軸 C に沿った延設寸法（チャンネル延設寸法）d 3 は、挿入部 3 が挿通されるトラカール（第 1 のトラカール）6 の孔 8 の延設寸法（孔延設寸法）d 4 より大きい。このため、挿入部 3 がトラカール 6 の孔 8 に挿通された状態では、送気チャンネル 6 1 の噴出口 6 2 は、トラカール 6 の先端（孔 8 の先端）より先端側に位置し、送気チャンネル 6 1 において送気チューブ 4 3 の内部との連通位置 Z 2 は、トラカール 6 の基端（孔 8 の基端）より基端側に位置している。

20

【 0 0 3 7 】

本変形例における処置でも、処置部 2 5 による処置領域及びその近傍が撮像素子 1 1 の視野範囲 V となる位置に、体腔 1 0 1 において挿入部 3 を移動させる。この際、送気チャンネル 6 1 の噴出口 6 2 からの基端側への長手軸 C に沿った延設寸法 d 3 は、トラカール 6 の孔 8 の延設寸法 d 4 より大きいため、送気チャンネル 6 1 の噴出口 6 2 は、トラカール 6 の先端（孔 8 の先端）より先端側に位置する。したがって、処置において送気チャンネル 6 1 の噴出口 6 2 は、トラカール 6 の先端に比べ、処置部 2 5 による処置領域（撮像素子 1 1 の視野範囲 V）からの距離が近くなる。すなわち、体腔 1 0 1 へ気体が噴出される噴出口 6 2 の位置が、処置部 2 5 による処置領域から近くなる。これにより、処置部 2 5 による処置領域及びその近傍において煙及びミストの少なくとも一方が発生しても、送気チャンネル 6 1 の噴出口 6 2 から噴出される気体によって、発生した煙及び / 又はミストが処置領域及びその近傍（すなわち、撮像素子 1 1 の視野範囲 V）から適切に除去される。

30

【 0 0 3 8 】

また、撮像素子 1 1 は、挿入部 3 の先端方向を撮像方向として撮像を行う。また、噴出口 6 2 からは、挿入部 3 の先端側へ向かって気体が噴出される。したがって、本変形例でも、処置において、送気チャンネル 6 1 を通って供給された気体は、噴出口 6 2 から処置領域及びその近傍（すなわち、撮像素子 1 1 の視野範囲 V）に向かって噴出される。

40

【 0 0 3 9 】

また、処置において、撮像素子 1 1 の視野範囲 V に処置部 2 5 が配置されるため、送気チャンネル 6 1 の噴出口 6 2 は、処置部 2 5 及びジョー 5 5 の近傍に位置する。これに対し、処置において、トラカール 3 1 の先端より先端側に処置部 2 5 及びジョー 5 5 が位置するため、トラカール 3 1 の先端に形成される吸引口 3 6 は、処置部 2 5 から離れて位置している。したがって、本変形例でも、処置において、排気チャンネル 3 5 の吸引口 3 6 は、送気チャンネル 6 1 の噴出口 6 2 に比べて処置部 2 5 から離れて位置する。このため、本変形例でも、処置時の体腔 1 0 1 において、処置部 2 5 による処置領域及びその近傍

50

(すなわち、撮像素子 11 の視野範囲 V) から処置領域に対して離れて位置する吸引口 36 の近傍に向かう気体の流れが発生する。

【0040】

前述のように処置が行われるため、本変形例でも第 1 の実施形態と同様の作用及び効果を奏する。

【0041】

また、例えば、図 3 に示す第 2 の変形例では、内視鏡 2 の挿入部 3 が挿入されるオーバーチューブ 70 が設けられ、オーバーチューブ (挿入具) 70 のチューブ本体 (シャフト部) 75 に、送気チャンネル 72 が延設されている。また、本変形例では、オーバーチューブ 70 のチューブ本体 (ルート形成部材) 75 に、送気チャンネル 72 から分離された状態で挿入チャンネル 71 が延設されている。挿入チャンネル 71 は、送気チャンネル 72 と連通していない。挿入チャンネル 71 に内視鏡 (硬性鏡) 2 の挿入部 3 が挿入されることにより、挿入部 3 にオーバーチューブ 70 が、挿入部 3 に取付けられる。この際、挿入部 3 の先端は、挿入チャンネル 71 (チューブ本体 75) の内部に位置し、挿入部 3 は、オーバーチューブ 70 の先端面から先端側に突出していない。挿入部 3 にオーバーチューブ 70 が取付けられた状態では、挿入チャンネル 71 及び送気チャンネル 72 は、内視鏡 2 の長手軸 C に沿って (長手軸 C に略平行に) 基端側から先端側に向かって延設される。また、挿入部 3 にオーバーチューブ 70 が取付けられた状態では、挿入部 3 の撮像素子 11 は、挿入チャンネル 71 の先端部 (オーバーチューブ 70 の先端部) に位置している。本変形例では、オーバーチューブ (挿入具) 70 とは別体の挿入体である内視鏡 2 及びエネルギー処置具 20 には、送気チャンネル (61; 41) が設けられていない。

10

20

【0042】

本変形例では、エネルギー処置具 20 が挿通されるトラカール (第 2 のトラカール) 31 に、排気チャンネル (35) が形成されていない。また、本変形例では、エネルギー処置具 20 の処置部 25 がフック形状に形成されている。処置においては、処置部 25 を処置対象に引掛ける。そして、処置部 25 は、供給されたエネルギー (高周波電力及び超音波振動) を用いて、引掛けた処置対象を処置する。

【0043】

本変形例は、内視鏡 2 の挿入部 3 にオーバーチューブ 70 を取付けた状態で、トラカール 6 の孔 8 にオーバーチューブ 70 を挿通する。これにより、内視鏡 2 の挿入部 3 及びオーバーチューブ 70 のチューブ本体 75 が、体腔 101 に挿入される。

30

【0044】

また、本変形例では、オーバーチューブ 70 及び内視鏡 2 の挿入部 3 が挿通されるトラカール (第 1 のトラカール) 6 の孔 8 によって、排気チャンネル 65 が形成されている。そして、トラカール 6 の先端に、排気チャンネル 65 の吸引口 66 が形成される。トラカール 6 には、排気チューブ 37 の一端が接続され、排気チューブ 37 の内部は、排気チャンネル 65 と連通している。なお、オーバーチューブ 70 (チューブ本体 75) 及び内視鏡 2 の挿入部 3 がトラカール 6 の孔 8 に挿通された状態では、孔 8 の基端においてオーバーチューブ 70 とトラカール 6 の間が気密に保たれる。このため、排気チューブ 37 の内部又は吸引口 66 を通過することなく排気チャンネル 65 から気体が流出することが、防止される。本変形例では、体腔 101 の気体は、トラカール 6 の先端に形成される吸引口 66 から排気チャンネル 65 に吸引され、排気チャンネル 65 及び排気チューブ 37 の内部を通過して、体外の排気源 38 に排気される。

40

【0045】

本変形例では、送気チャンネル 72 は、オーバーチューブ 70 (チューブ本体 75) の先端面の噴出口 73 でオーバーチューブ 70 の外部に対して開口する。また、オーバーチューブ 70 の基端面には、送気チューブ 43 が接続されている。そして、オーバーチューブ 70 の基端面の連通位置 23 で、送気チューブ 43 の内部が送気チャンネル 72 と連通している。したがって、本変形例では、送気源 45 からの気体は、送気チューブ 43 の内部及び送気チャンネル 72 を通して供給され、送気チャンネル 72 において基端側から先

50

端側へ噴出口 7 3 に向かって供給される。そして、噴出口 7 3 から体腔 1 0 1 に向かって、供給された気体が噴出される。本変形例では、送気チャンネル 7 2 の噴出口 7 3 からの基端側への内視鏡 2 の長手軸 C に沿った延設寸法（チャンネル延設寸法）d 5 は、オーバーチューブ 7 0 が挿通されるトラカール（第 1 のトラカール）6 の孔 8 の延設寸法（孔延設寸法）d 6 より大きい。このため、オーバーチューブ 7 0 及び挿入部 3 がトラカール 6 の孔 8 に挿通された状態では、送気チャンネル 7 2 の噴出口 7 3 は、トラカール 6 の先端（孔 8 の先端）より先端側に位置し、送気チャンネル 7 2 において送気チューブ 4 3 の内部との連通位置 Z 3 は、トラカール 6 の基端（孔 8 の基端）より基端側に位置している。

【0046】

本変形例における処置では、体腔 1 0 1 においてオーバーチューブ 7 0 のチューブ本体 7 5 を移動させることにより、処置部 2 5 による処置領域及びその近傍が撮像素子 1 1 の視野範囲 V となる位置に、挿入部 3 を移動させる。この際、送気チャンネル 7 2 の噴出口 7 3 からの基端側への長手軸 C に沿った延設寸法 d 5 は、トラカール 6 の孔 8 の延設寸法 d 6 より大きい。このため、送気チャンネル 7 2 の噴出口 7 3 は、トラカール 6 の先端（孔 8 の先端）より先端側に位置する。また、トラカール 6 の孔 8 にチューブ本体 7 5 及び挿入部 3 が挿通されることにより、撮像素子 1 1 もトラカール 6 の先端より先端側に位置する。したがって、処置において送気チャンネル 7 2 の噴出口 7 3 は、トラカール 6 の先端に比べ、処置部 2 5 による処置領域（撮像素子 1 1 の視野範囲 V）からの距離が近くなる。すなわち、体腔 1 0 1 へ気体が噴出される噴出口 7 3 の位置が、処置部 2 5 による処置領域から近くなる。これにより、処置部 2 5 による処置領域及びその近傍において煙及びミストの少なくとも一方が発生しても、送気チャンネル 7 2 の噴出口 7 3 から噴出される気体によって、発生した煙及び／又はミストが処置領域及びその近傍（すなわち、撮像素子 1 1 の視野範囲 V）から適切に除去される。

【0047】

また、本変形例でも、撮像素子 1 1 は、挿入部 3 の先端方向（オーバーチューブ 7 0 の先端方向）を撮像方向として撮像を行う。また、噴出口 7 3 からは、挿入部 3 の先端側へ向かって気体が噴出される。したがって、本変形例でも、処置において、送気チャンネル 7 2 を通って供給された気体は、噴出口 7 3 から処置領域及びその近傍（すなわち、撮像素子 1 1 の視野範囲 V）に向かって噴出される。

【0048】

また、処置において、オーバーチューブ 7 0 の先端部に撮像素子 1 1 が位置し、撮像素子 1 1 の視野範囲 V に処置部 2 5 が配置されるため、オーバーチューブ 7 0 の先端面に形成される送気チャンネル 7 2 の噴出口 7 3 は、処置部 2 5 の近傍に位置する。これに対し、処置において、トラカール 6 の先端より先端側に撮像素子 1 1 及び噴出口 7 3 が位置するため、トラカール 6 の先端に形成される吸引口 6 6 は、処置部 2 5 から離れて位置している。したがって、本変形例でも、処置において、排気チャンネル 6 5 の吸引口 6 6 は、送気チャンネル 7 2 の噴出口 7 3 に比べて処置部 2 5 から離れて位置する。このため、本変形例でも、処置時の体腔 1 0 1 において、処置部 2 5 による処置領域及びその近傍（すなわち、撮像素子 1 1 の視野範囲 V）から処置領域に対して離れて位置する吸引口 6 6 の近傍に向かう気体の流れが発生する。

【0049】

前述のように処置が行われるため、本変形例でも第 1 の実施形態と同様の作用及び効果を奏する。

【0050】

また、例えば、図 4 に示す第 3 の変形例では、エネルギー処置具 2 0 及び内視鏡 2 とは別体で体腔 1 0 1 に挿入される補助具（挿入具）8 0 が設けられ、補助具（挿入具）8 0 の補助具挿入部（シャフト部）8 1 に、送気チャンネル 8 2 が延設されている。補助具 8 0 は、長手軸（補助具長手軸）L' を有する。ここで、補助具 8 0 の長手軸 L' に平行な 2 方向の一方側が補助具 8 0 の先端側（図 4 の矢印 L' 1 側）であり、先端側とは反対側が補助具 8 0 の基端側（図 4 の矢印 L' 2 側）である。補助具 8 0 では、補助具挿入部（

ルート形成部材) 81が長手軸L'に沿って延設されている。補助具挿入部81は、先端部及び基端部を有し、補助具挿入部81の先端によって、補助具80の先端が形成されている。

【0051】

本変形例では、内視鏡2の挿入部が挿通されるトラカール(第1のトラカール)6及びエネルギー処置具20のシース21が挿通されるトラカール(第2のトラカール)31とは別に、トラカール(第3のトラカール)85が固定具として設けられている。トラカール85は、穿刺部(第3の穿刺部)86を備え、穿刺部86が体壁100に穿刺されることにより、トラカール85が体壁100に固定される。また、トラカール85には、孔(第3の孔)87が形成されている。トラカール85が体壁100に固定された状態では、孔87を通して体外(外部環境)と体腔101との間が連通する。補助具80の補助具挿入部81は、先端側からトラカール85の孔87に挿通され、体腔101に挿入される。補助具挿入部81が体腔101に挿入された状態では、補助具挿入部81の先端部は、トラカール85の先端(穿刺部87の先端)より先端側(先端方向側)に位置している。すなわち、補助具挿入部81は、トラカール85の先端から先端側に向かって突出する。

10

【0052】

本変形例では、補助具(挿入具)80とは別体の挿入体である内視鏡2及びエネルギー処置具20には、送気チャンネル(61; 41)が設けられていない。また、本変形例では、エネルギー処置具20が挿通されるトラカール(第2のトラカール)31に、排気チャンネル(35)が形成されていない。そして、本変形例では、エネルギー処置具20の処置部25がブレード形状に形成されている。本変形例でも、処置部25は、供給されたエネルギー(高周波電力及び超音波振動)を用いて、処置対象を処置する。

20

【0053】

本変形例では、内視鏡2の挿入部3が挿通されるトラカール(第1のトラカール)6の孔8によって、共用チャンネル91が形成されている。そして、トラカール6の先端に、共用チャンネル91の共用開口92が形成される。トラカール6には、共用チューブ96の一端が接続され、共用チューブ96の内部は、共用チャンネル91と連通している。なお、内視鏡2の挿入部3がトラカール6の孔8に挿通された状態では、孔8の基端において挿入部3とトラカール6の間が気密に保たれる。このため、共用チューブ96の内部又は共用開口92を通過することなく共用チャンネル91から気体が流出することが、防止される。

30

【0054】

共用チューブ96の他端は、切替え弁95に接続されている。切替え弁95には、排気チューブ37が接続されるとともに、送気チューブ43とは別体の副送気チューブ93の一端が接続されている。副送気チューブ93の他端は、送気源45に接続されている。本変形例では、送気源45は、送気チューブ43の内部を通して気体を供給可能であるとともに、副送気チューブ93の内部を通して気体を供給可能である。また、本変形例では、切替え弁95は、術者の操作等によって、排気チューブ37の内部と共用チューブ96の内部とを連通させる状態、及び、副送気チューブ93の内部と共用チューブ96の内部とを連通させる状態に切り替わり可能である。

40

【0055】

切替え弁95において排気チューブ37の内部と共用チューブ96の内部とが連通する状態では、体腔101の気体が、トラカール6の先端に形成される共用開口92から共用チャンネル91に吸引され、共用チャンネル91、共用チューブ96の内部及び排気チューブ37の内部を通過して、体外の排気源38に排気される。一方、切替え弁95において副送気チューブ93の内部と共用チューブ96の内部とが連通する状態では、送気源45からの気体は、副送気チューブ93の内部及び共用チューブ96の内部を通過して共用チャンネル91に供給される。そして、共用チャンネル91において基端側から先端側に気体が供給され、トラカール6の先端に形成される共用開口92から供給された気体が体腔101に噴出される。したがって、本変形例では、共用チャンネル91は、体腔101へ気

50

体を送気する送気チャンネル、及び、体腔１０１から気体を排気する排気チャンネルとして共用可能である。また、共用開口９２は、体腔１０１へ気体を噴出する噴出口、及び、体腔１０１から気体を吸引する吸引口として共用可能である。

【００５６】

本変形例では、送気チャンネル８２は、補助具挿入部８１（補助具８０）の先端面の噴出口８３で補助具８０の外部に対して開口する。また、補助具８０では、送気チューブ４３が接続され、送気チューブ４３の内部は、連通位置Ｚ４で送気チャンネル８２と連通している。したがって、本変形例では、送気源４５から送気チューブ４３の内部に供給された気体は、送気チャンネル８２を通過し、送気チャンネル８２において基端側から先端側へ噴出口８３に向かって供給される。そして、噴出口８３から体腔１０１に向かって、供給された気体が噴出される。本変形例では、送気チャンネル８２の噴出口８３からの基端側への補助具８０の長手軸Ｌ'に沿った延設寸法（チャンネル延設寸法）ｄ７は、補助具８０が挿通されるトラカール（第３のトラカール）８５の孔８７の延設寸法（孔延設寸法）ｄ８より大きい。このため、補助具８０がトラカール８５の孔８７に挿通された状態では、送気チャンネル８２の噴出口８３は、トラカール８５の先端（孔８７の先端）より先端側に位置し、送気チャンネル８２において送気チューブ４３の内部との連通位置Ｚ４は、トラカール８５の基端（孔８７の基端）より基端側に位置している。

10

【００５７】

本変形例における処置では、体腔１０１において、処置部２５による処置領域及びその近傍が撮像素子１１の視野範囲Ｖとなる位置に、挿入部３を移動させる。また、送気チャンネル８２の噴出口８３からの基端側への長手軸Ｃに沿った延設寸法ｄ７は、トラカール８５の孔８７の延設寸法ｄ８より大きい。このため、補助具挿入部８１をトラカール８５の孔８７に挿通することにより、送気チャンネル８２の噴出口８３は、トラカール８５の先端（孔８７の先端）より先端側に位置する。したがって、処置において送気チャンネル８２の噴出口８３は、トラカール８５の先端に比べ、処置部２５による処置領域（撮像素子１１の視野範囲Ｖ）からの距離が近くなる。すなわち、体腔１０１へ気体が噴出される噴出口８３の位置が、処置部２５による処置領域から近くなる。これにより、処置部２５による処置領域及びその近傍において煙及びミストの少なくとも一方が発生しても、送気チャンネル８２の噴出口８３から噴出される気体によって、発生した煙及び／又はミストが処置領域及びその近傍（すなわち、撮像素子１１の視野範囲Ｖ）から適切に除去される。

20

30

【００５８】

また、本変形例でも、撮像素子１１は、挿入部３の先端方向を撮像方向として撮像を行い、処置部２５による処置領域及びその近傍が撮像素子１１の視野範囲Ｖとなる。また、本変形例では、処置において、送気チャンネル８２を通して供給された気体は、噴出口８３から先端側へ処置領域及びその近傍に向かって噴出される。

【００５９】

また、処置において、噴出口８３から処置領域及びその近傍に向かって気体が噴出されるため、補助具８０の先端面に形成される送気チャンネル８２の噴出口８３は、処置部２５の近傍に位置する。これに対し、処置において、トラカール６の先端より先端側に撮像素子１１が位置するため、トラカール６の先端に形成される共用開口９２は、処置部２５から離れて位置している。したがって、本変形例では、処置において、共用チャンネル９１の共用開口９２は、送気チャンネル８２の噴出口８３に比べて処置部２５から離れて位置する。このため、本変形例では、共用チャンネル９１を通して排気を行うことにより、処置時の体腔１０１において、処置部２５による処置領域及びその近傍（すなわち、撮像素子１１の視野範囲Ｖ）から処置領域に対して離れて位置する共用開口９２の近傍に向かう気体の流れが発生する。

40

【００６０】

前述のように処置が行われるため、本変形例でも第１の実施形態と同様の作用及び効果を奏する。

【００６１】

50

なお、処置部 2 5 の形状及び処置部 2 5 での処置の態様は、前述の実施形態等に限るものではない。また、前述の実施形態では、処置部 2 5 はエネルギーとして高周波電力及び超音波振動を用いて処置対象を処置するが、これに限るものではない。例えば、エネルギー処置具 2 0 に発熱体が設けられ、発熱体で発生する熱をエネルギーとして用いて処置部 2 5 が処置を行ってもよい。すなわち、エネルギーを用いて処置を行う処置部 2 5 がエネルギー処置具 2 0 の先端部に設けられていればよい。その他、処置部 2 5 の形状は適宜変更可能である。

【 0 0 6 2 】

また、第 1 の実施形態では、エネルギー処置具 2 0 のシース 2 1 と伝達部材 2 3 との間に送気チャンネル 4 1 が形成されているが、ある変形例では、伝達部材（シャフト部）2 3 の内部に送気チャンネル（4 1）が長手軸 L に沿って形成されてもよい。この場合、伝達部材（シャフト部）2 3 は中空に形成され、送気チャンネル（4 1）の噴出口（4 2）は、伝達部材 2 3 の処置部 2 5 に形成される。

10

【 0 0 6 3 】

また、体腔 1 0 1 に挿入されるある挿入具（2 0；2；7 0；8 0）に送気チャンネル（4 1；6 1；7 2；8 2）が設けられ、噴出口（4 3；6 2；7 3；8 3）からの基端側への長手軸（L；C；L'）に沿った送気チャンネル（4 1；6 1；7 2；8 2）の延設寸法（d 1；d 3；d 5；d 7）が、挿入具（2 0；2；7 0；8 0）が挿通される固定具（3 1；6；8 5）の孔（3 3；8；8 7）の延設寸法（d 2；d 4；d 6；d 8）より大きい構成であれば、前述の第 1 の実施形態及び第 1 の変形例乃至第 3 の変形例のそれぞれの構成の一部を、他の実施形態等の構成の一部と組み合わせてもよい。例えば、ある変形例では、第 1 の実施形態と同様にエネルギー処置具（2 0）に送気チャンネル（4 1）が設けられるが、エネルギー処置具（2 0）が挿通されるトラカール（6）に排気チャンネル（3 5）は形成されず、第 2 の変形例と同様に内視鏡（2）の挿入部（3）が挿通されるトラカール（6）に排気チャンネル（6 5）が形成される。また、別のある変形例においては、第 3 の変形例と同様に、補助具（8 0）に送気チャンネル（8 2）が設けられるが、内視鏡（2）が挿通されるトラカール（6）に共用チャンネル（9 1）は形成されず、第 1 の変形例と同様にエネルギー処置具（2 0）が挿通されるトラカール（3 1）に排気チャンネル（3 5）が形成される。これらの変形例のそれぞれにおいても、前述の実施形態等と同様の作用及び効果を奏する。その他、送気チャンネルと排気チャンネル（共用チャンネル）との組み合わせは、適宜変更可能である。

20

30

【 0 0 6 4 】

前述の実施形態等では、体外と体腔（1 0 1）との間を連通させる孔（3 3；8；8 7）を形成するとともに、体壁（1 0 0）に固定される固定具（3 1；6；8 5）と、体腔（1 0 1）においてエネルギーを用いて処置を行う処置部（2 5）と、を備える医療処置システム（1）に、固定具（3 1；6；8 5）の孔（3 3；8；8 7）に挿通されることにより体腔（1 0 1）に挿入される挿入具（2 0；2；7 0；8 0）が設けられている。そして、挿入具（2 0；2；7 0；8 0）は、基端部から先端部へ長手軸（L；C；L'）に沿って延設され、固定具（3 1；6；8 5）の孔（3 3；8；8 7）に挿通されることにより、体腔（1 0 1）において固定具（3 1；6；8 5）の先端から先端側に向かって突出するシャフト部（2 1；2 3；3；7 5；8 1）を備える。シャフト部（2 1；2 3；3；7 5；8 1）には、送気チャンネル（4 1；6 1；7 2；8 2）が形成され、送気チャンネル（4 1；6 1；7 2；8 2）は、気体を噴出する噴出口（4 2；6 2；7 3；8 3）をシャフト部（2 1；2 3；3；7 5；8 1）の先端部に有する。送気チャンネル（4 1；6 1；7 2；8 2）では、基端側から先端側へ噴出口（4 2；6 2；7 3；8 3）に向かって気体が供給される。噴出口（4 2；6 2；7 3；8 3）からの基端側への送気チャンネル（4 1；6 1；7 2；8 2）の長手軸（L；C；L'）に沿った延設寸法（d 1；d 3；d 5；d 7）は、固定具（3 1；6；8 5）の孔（3 3；8；8 7）の延設寸法（d 2；d 4；d 6；d 8）より大きい。

40

【 0 0 6 5 】

50

以上、本発明の実施形態等について説明したが、本発明は前述の実施形態等に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形ができることは勿論である。

【 0 0 6 6 】

以下、特徴的な事項について下記の通り付記する。

記

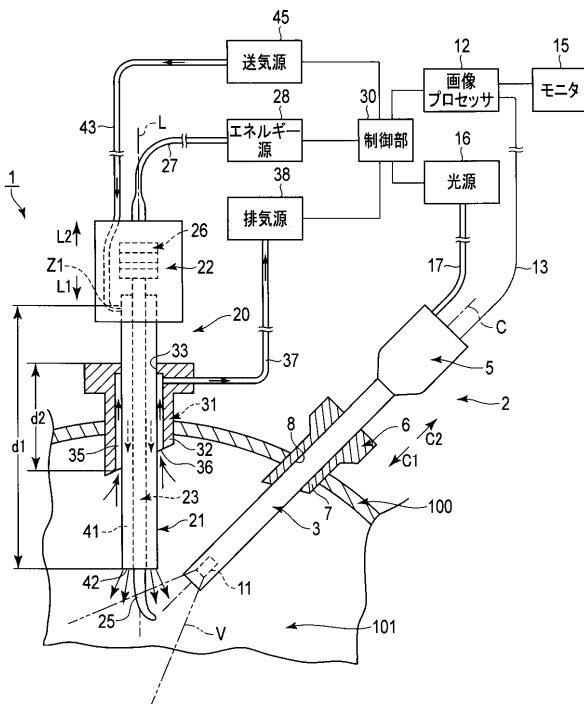
(付 記 項 1)

体外と体腔との間を連通させる孔を形成するとともに、体壁に固定される固定具において、前記固定具の孔に挿入されることにより前記体腔に挿入されるルート形成部材であって、

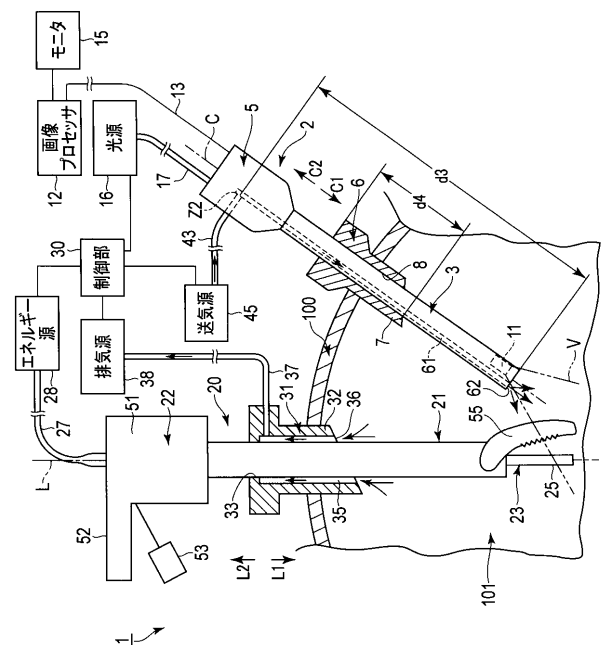
10

前記体外と前記体腔とを連通させる送気チャンネルを有し、前記送気チャンネルの噴出口が前記固定具の体腔内側の端より体腔内側に位置する状態に配置される、ルート形成部材。

【 図 1 】



【 図 2 】



る、請求項 1 の医療処置システム。

【請求項 3】

前記第 2 のトラカールにおいて前記排気チャンネルに接続される排気チューブと、排気ポンプを備えるとともに、前記排気チューブが接続され、前記排気ポンプが駆動されることにより、前記排気チャンネル及び前記排気チューブを介して気体を排気する排気源と、

をさらに具備する、請求項 2 の医療処置システム。

【請求項 4】

前記処置具にエネルギーを供給するエネルギー源と、

前記エネルギー源から前記処置具への前記エネルギーの供給を制御する制御部と、

をさらに具備し、

前記制御部は、前記排気源による排気を制御する、請求項 3 の医療処置システム。

【請求項 5】

前記処置具にエネルギーを供給するエネルギー源と、

前記エネルギー源から前記処置具への前記エネルギーの供給を制御する制御部と、

をさらに具備する、請求項 1 の医療処置システム。

【請求項 6】

前記制御部は、前記送気源による送気を制御する、請求項 5 の医療処置システム。

【請求項 7】

前記処置部は、超音波振動及び高周波電力の少なくとも一方を前記エネルギーとして用いて前記処置を行う、請求項 1 の医療処置システム。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0001】

本発明は、体腔内に挿入される挿入具を備えるとともに体外から体腔内へ気体が供給される医療処置システムに関する。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

本発明は前記課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは、エネルギーを用いて処置を行う処置部による処置領域及びその近傍における視認性が確保される医療処置システムを提供することにある。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

前記目的を達成するため、本発明のある態様の医療処置システムは、先端面を有する挿入部を備え、前記先端面は、被写体を観察する観察窓を備えるとともに、前記挿入部は、送気チャンネルを有し、前記送気チャンネルは、前記先端面の噴出口で前記挿入部の外部に開口する内視鏡と、前記内視鏡の前記挿入部が挿入される第 1 の孔を有するとともに、前記挿入部との間を気密に保つ弁機構を前記第 1 の孔の基端に備え、前記挿入部が挿入された状態において前記挿入部の先端部が先端から突出する第 1 のトラカールと、先端部に

処置部を備え、前記処置部がエネルギーを用いて処置を行う処置具と、前記処置具が挿入される第２の孔を有し、前記処置具が挿入された状態において前記処置具の前記処置部が先端から突出する第２のトラカールと、前記内視鏡において前記送気チャンネルに接続される送気チューブと、圧力調整弁を備えるとともに、前記送気チューブが接続され、前記圧力調整弁が作動されることにより、前記送気チューブを介して前記送気チャンネルに気体を供給する送気源と、を備える。

【手続補正６】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】０００７

【補正方法】変更

【補正の内容】

【０００７】

本発明によれば、エネルギーを用いて処置を行う処置部による処置領域及びその近傍における視認性が確保される医療処置システムを提供することができる。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/054122

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B17/34(2006.01)i, A61B17/94(2006.01)i, A61B18/12(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)

A61B17/34, A61B17/94, A61B18/12

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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.
X Y	JP 07-148178 A (Ioan COSMESCU), 13 June 1995 (13.06.1995), paragraphs [0026] to [0031]; fig. 1 to 2 & US 5199944 A column 4, line 44 to column 5, line 65; fig. 1 to 2 & EP 538641 A1 & DE 59208677 C	1,2,8,9 3-7,10-12
Y	JP 2009-000340 A (Daiken Iki Co., Ltd.), 08 January 2009 (08.01.2009), paragraphs [0042] to [0045]; fig. 1 (Family: none)	3-6,11,12
Y	JP 2000-175931 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 27 June 2000 (27.06.2000), paragraphs [0015] to [0028]; fig. 1 to 2 (Family: none)	7,10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search
26 April 2016 (26.04.16)Date of mailing of the international search report
17 May 2016 (17.05.16)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/054122

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2013/137062 A1 (Terumo Corp.), 19 September 2013 (19.09.2013), entire text; all drawings & US 2015/0005698 A1 & EP 2826427 A1	1-12
A	JP 2010-502360 A (SurgiQuest, Inc.), 28 January 2010 (28.01.2010), entire text; all drawings & US 2007/0088275 A1 & WO 2008/030256 A1 & EP 2059181 A1 & DE 602006020193 D & CA 2662417 A & AT 498364 T	1-12
A	JP 06-178780 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 28 June 1994 (28.06.1994), entire text; all drawings & US 5476447 A	1-12
A	JP 63-071245 A (James H. Goodson), 31 March 1988 (31.03.1988), entire text; all drawings & US 4735603 A & DE 3706717 A & FR 2603475 A & AU 7295387 A & CA 1283952 A & IL 82193 A & AU 597364 B	1-12

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 5 4 1 2 2	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B17/34(2006.01)i, A61B17/94(2006.01)i, A61B18/12(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（I P C）） Int.Cl. A61B17/34, A61B17/94, A61B18/12			
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 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で利用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
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	
X	JP 07-148178 A（イオアン コスメスク）1995.06.13, 段落 [0026] - [0031], 図1-2 & US 5199944 A, 4欄44行-5	1, 2, 8, 9	
Y	欄65行, 図1-2 & EP 538641 A1 & DE 59208677 C	3-7, 10-12	
Y	JP 2009-000340 A（大研医器株式会社）2009.01.08, 段落 [0042] - [0045], 図1（ファミリーなし）	3-6, 11, 12	
Y	JP 2000-175931 A（オリンパス光学工業株式会社）2000.06.27, 段	7, 10	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ 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 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技术水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日後に公表されたもの 「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） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 26.04.2016		国際調査報告の発送日 17.05.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / 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） 井上 哲男 電話番号 03-3581-1101 内線 3386	

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2016/054122

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
	落 [0015] - [0028], 図1-2 (ファミリーなし)	
A	WO 2013/137062 A1 (テルモ株式会社) 2013.09.19, 全文, 全図 & US 2015/0005698 A1 & EP 2826427 A1	1-12
A	JP 2010-502360 A (サージクエスト, インコーポレーテッド) 2010.01.28, 全文, 全図 & US 2007/0088275 A1 & WO 2008/030256 A1 & EP 2059181 A1 & DE 602006020193 D & CA 2662417 A & AT 498364 T	1-12
A	JP 06-178780 A (オリンパス光学工業株式会社) 1994.06.28, 全文, 全図 & US 5476447 A	1-12
A	JP 63-071245 A (ジェームズ、エッチ、グッドサン) 1988.03.31, 全文, 全図 & US 4735603 A & DE 3706717 A & FR 2603475 A & AU 7295387 A & CA 1283952 A & IL 82193 A & AU 597364 B	1-12

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, ST, 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 銅 庸高

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

Fターム(参考) 4C160 FF45 FF60 JJ15 KK03 KK04 KK07 KK70 MM32 NN30

(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)	医疗系统		
公开(公告)号	JPWO2016140039A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016575588	申请日	2016-02-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	銅庸高		
发明人	銅 庸高		
IPC分类号	A61B17/94 A61B18/12 A61B17/00		
CPC分类号	A61B18/1482 A61B1/00006 A61B1/00154 A61B1/015 A61B1/3132 A61B17/320068 A61B17/320092 A61B17/3417 A61B17/3474 A61B18/1206 A61B2017/320069 A61B2017/32007 A61B2017/320094 A61B2018/00702 A61B2018/00744 A61B2018/00994 A61B2218/006 A61B2218/008 A61M13/006 A61M2202/0225 A61M2202/0007 A61M2202/0014		
FI分类号	A61B17/94 A61B18/12 A61B17/00.700		
F-TERM分类号	4C160/FF45 4C160/FF60 4C160/JJ15 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK07 4C160/KK70 4C160/MM32 4C160/NN30		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹤饲		
优先权	2015042935 2015-03-04 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

插入工具插入到固定工具的孔中，从而在轴部分中设置有从固定工具的尖端向尖端侧突出的轴部和形成在该轴部中的排出口以及喷射气体。空气供应通道设置在末端部分。在空气供应通道中，气体从基端侧朝着远端侧朝着喷射口供应，并且沿着纵轴从空气供应通道的喷射口朝着基端侧延伸。大于夹具孔的延伸尺寸。

