

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5058803号
(P5058803)

(45) 発行日 平成24年10月24日 (2012.10.24)

(24) 登録日 平成24年8月10日 (2012.8.10)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 17/42 (2006.01)

A 6 1 B 17/42

A 6 1 B 17/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/00 3 2 0

請求項の数 32 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2007-530014 (P2007-530014)	(73) 特許権者	397071355
(86) (22) 出願日	平成17年8月22日 (2005.8.22)		スミス アンド ネフュー インコーポレ
(65) 公表番号	特表2008-511397 (P2008-511397A)		ーテッド
(43) 公表日	平成20年4月17日 (2008.4.17)		アメリカ合衆国 テネシー 3 8 1 1 6、
(86) 国際出願番号	PCT/US2005/029807		メンフィス ブルクス ロード 1 4 5
(87) 国際公開番号	W02006/026236		0
(87) 国際公開日	平成18年3月9日 (2006.3.9)	(74) 代理人	100064908
審査請求日	平成20年7月24日 (2008.7.24)		弁理士 志賀 正武
(31) 優先権主張番号	10/927, 244	(74) 代理人	100089037
(32) 優先日	平成16年8月27日 (2004.8.27)		弁理士 渡邊 隆
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100108453
			弁理士 村山 靖彦
		(74) 代理人	100110364
			弁理士 実広 信哉

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織切除システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科用システムが、

液体の流路を形成する第 1 の器具と、

前記第 1 の器具の液体の流路によって受容可能な第 2 の器具と、

前記第 2 の器具が前記第 1 の器具の流路内に受容された状態であってもなくても、前記第 1 の器具の流路を通じた液体の流れのインピーダンスを略一定に維持するための手段と、

を備えており、

流体の流れのインピーダンスを略一定に維持するための手段が、前記第 1 の器具に結合されたバルブを備えており、

前記第 1 の器具の流路を通じた液体の流れのインピーダンスは、前記第 1 の器具の流路に受容される前記第 2 の器具のない場合と、前記第 1 の器具の流路が前記第 2 の器具によって部分的に遮断される場合とで、略同じになるように、前記バルブが構成され、

前記バルブは、ハウジング及び該ハウジング内の本体を備え、

前記本体は、前記本体に開口部を形成し、該開口部及び前記第 1 の器具の流路が第 1 の位置における第 1 のインピーダンスと略同一の第 2 のインピーダンスを有する第 2 の位置における第 2 の液体の流路を形成するように、前記開口部及び前記第 1 の器具の流路が前記第 1 のインピーダンスを有する第 1 の液体の流路を形成する第 1 の位置と前記開口部がそれ自体を通じて前記第 2 の器具を受容するように配置された第 2 の位置との間で前記ハ

10

20

ウジングと相対的に移動可能とされていることを特徴とする外科用システム。

【請求項 2】

前記第 1 の器具が、外部部材及び内部部材を含み、

前記内部部材が、前記内部部材自体を通じて前記第 1 の器具の流路を形成し、前記外部部材内部に受容され、

前記外部部材及び前記内部部材が、前記外部部材と前記内部部材との間に第 2 の流体の流路を形成していることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記第 2 の器具は、前記第 2 の器具自体を通じて前記第 2 の器具の流路を形成し、前記第 1 の器具の流体の流路内に受容された場合に前記第 1 の器具の液体の流路を部分的に遮断している管を含んでいることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載のシステム。

10

【請求項 4】

前記第 2 の器具の液体の流路の断面積は、約 0.05 平方センチメートル～約 0.16 平方センチメートル（約 0.0083 平方インチ～約 0.0249 平方インチ）であり、

前記第 1 の器具の流体の流路の断面積は、約 0.034 平方センチメートル～約 0.1 平方センチメートル（約 0.0053 平方インチ～約 0.0159 平方インチ）であり、

前記第 2 の器具の流路の断面積は、約 0.027 平方センチメートル～約 0.084 平方センチメートル（約 0.0042 平方インチ～約 0.013 平方インチ）であることを特徴とする請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

20

第 2 の液体の流路の断面積は、約 0.1 平方センチメートル（0.0166 平方インチ）であり、

前記第 1 の器具の液体の流路の断面積は、約 0.068 平方センチメートル（約 0.0106 平方インチ）であり、

前記第 2 の器具の流路の断面積は、約 0.055 平方センチメートル（約 0.0085 平方インチ）であることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記システムは、ポンプをさらに備え、

前記第 1 の器具は、前記ポンプが前記第 1 の器具の流路を通じて液体を注入するように前記ポンプに接続された構成とされていることを特徴とする請求項 1～5 のいずれか一項に記載のシステム。

30

【請求項 7】

前記ポンプは、膨張性を有する器官内部の圧力を 60 mmHg～120 mmHg の間で略一定に維持するために、前記第 1 の器具の流路を通じて注入するようにプログラミングされていることを特徴とする請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

特定の流量で流れのインピーダンスを感知するために前記ポンプに結合されたセンサと、感知された流れのインピーダンスを前記特定の流量についての所定の流れのインピーダンスと比較し、前記第 1 の器具及び前記第 2 の器具の組み合わせを識別するために、前記センサ及び前記ポンプに結合された制御装置と、をさらに備えていることを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載のシステム。

40

【請求項 9】

前記第 2 の器具は、吸入源と流通した流路を有し、前記第 2 の器具の流路を通じて作用する吸引量を調整するために前記第 2 の器具の流路と前記吸入源との間に載置された調節器をさらに備えていること特徴とする請求項 1～8 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 10】

請求項 1～9 のいずれか 1 つに記載のシステムに使用されるバルブであって、

ハウジングと、

前記ハウジング内部の本体であって、該本体自体に開口部を形成し、前記開口部及び前記ハウジングが第 1 のインピーダンスを有した第 1 の液体の流路を形成している第 1 の位

50

置と前記開口部が前記開口部自体に外科用器具を受容するように配置されている第2の位置との間で前記ハウジングに相対的に移動可能とされる前記本体と、

を備え、

前記開口部は、前記外科用器具が前記開口部に受容された状態で、前記開口部及び前記ハウジングが前記第1のインピーダンスと略同一の第2のインピーダンスを有した第2の液体の流路を形成するように構成されていることを特徴とするバルブ。

【請求項11】

前記開口部は、前記外科用器具を受容するために前記本体を貫通したスルーボアを含んでいることを特徴とする請求項10に記載のバルブ。

【請求項12】

前記開口部は、前記本体内に第1の開端部及び第2の開端部を有した第2のボアをさらに含んでいることを特徴とする請求項11に記載のバルブ。

【請求項13】

前記第2のボアは、前記スルーボアに対して略直角に配置されていることを特徴とする請求項12に記載のバルブ。

【請求項14】

前記第2のボアは、前記スルーボアと交差していることを特徴とする請求項12又は13に記載のバルブ。

【請求項15】

前記ハウジングは、入口及び出口を形成することを特徴とする請求項14に記載のバルブ。

【請求項16】

前記本体が前記第1の位置に位置する場合に、前記スルーボアは前記入口と共に部分的に位置合わせされ、前記第1の液体の流路は前記入口から前記スルーボア、さらに前記第2のボアを通じて前記出口に至ることを特徴とする請求項15に記載のバルブ。

【請求項17】

前記本体が前記第2の位置に位置する場合に、前記第2のボアは前記入口と共に位置合わせされ、前記第2の液体の流路は前記入口から前記第2のボア、さらに前記スルーボアを通じて前記出口に至ることを特徴とする請求項16に記載のバルブ。

【請求項18】

前記第1の器具の流路及び前記第2の流体の流路は、最大約0.7 L/min.の流入率を有し、前記第1の器具の流路に接続されたポンプが器官内部の液圧を維持可能なように構成されていることを特徴とする請求項2に記載のシステム。

【請求項19】

最大0.7 L/min.の流入率で前記第1の器具の流路を通じて液体を導くために、前記第1の器具の流路に結合されたポンプをさらに備えていることを特徴とする請求項18に記載の装置。

【請求項20】

外部部材は、前記第2の流路と流通した複数の穴を形成することを特徴とする請求項18又は19に記載の装置。

【請求項21】

前記複数の穴は、前記外部部材の遠位部に位置決めされていることを特徴とする請求項20に記載の装置。

【請求項22】

前記第1の器具の流路は、略D字状断面を有していることを特徴とする請求項18～21のいずれか一項に記載の装置。

【請求項23】

前記第2の流路の断面積は、約0.034平方センチメートル～約0.1平方センチメートル(約0.0053平方インチ～約0.0159平方インチ)であり、

前記第1の器具の流路の断面積は、約0.027平方センチメートル～約0.084平

10

20

30

40

50

方センチメートル（約 0.0042 平方インチ～約 0.013 平方インチ）の断面積を有する流路を備えた前記第 2 の器具を受容するために、約 0.05 平方センチメートル～約 0.16 平方センチメートル（約 0.0083 平方インチ～約 0.0249 平方インチ）であることを特徴とする請求項 18～22 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 24】

第 2 の流路の断面積は、約 0.1 平方センチメートル（0.0166 平方インチ）であり、

前記第 1 の器具の流路の断面積は、約 0.055 平方センチメートル（約 0.0085 平方インチ）の断面積を有する流路を備えた前記第 2 の器具を受容するために、約 0.068 平方センチメートル（約 0.0106 平方インチ）であることを特徴とする請求項 18～23 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 25】

外科用システムが、

液体の流路を形成する第 1 の器具と、

前記第 1 の器具の液体の流路によって受容可能な第 2 の器具と、

前記第 2 の器具が前記第 1 の器具の流路内に受容された状態であってもなくても、前記第 1 の器具の流路を通じた液体の流れのインピーダンスを略一定に維持するための手段と、

を備えており、

流体の流れのインピーダンスを略一定に維持するための手段が、前記第 1 の器具に結合されたバルブを備えており、

前記第 1 の器具の流路を通じた液体の流れのインピーダンスは、前記第 1 の器具の流路に受容される前記第 2 の器具のない場合と、前記第 1 の器具の流路が前記第 2 の器具によって部分的に遮断される場合とで、略同じになるように、前記バルブが構成され、

前記バルブは、ハウジング及び該ハウジング内の本体を備え、

前記本体は、前記本体に開口部を形成し、該開口部及び前記第 1 の器具の流路が第 1 のインピーダンスと略同一の第 2 のインピーダンスを有する第 2 の液体の流路を形成するように、前記開口部及び前記第 1 の器具の流路が前記第 1 のインピーダンスを有する第 1 の液体の流路を形成する第 1 の位置と前記開口部がそれ自体を通じて前記第 2 の器具を受容するように配置された第 2 の位置との間で前記ハウジングと相対的に移動可能とされている外科用システムを備えた液体管理システムであって、

特定の流量で内視鏡を通じて液体を注入するために該内視鏡に結合されるように構成されているポンプと、

前記特定の流量で前記内視鏡を通じて流れのインピーダンスを感知する前記ポンプに結合されているセンサと、

前記センサに結合され、感知された流れのインピーダンスを特定の流量についての所定の流れのインピーダンスと比較し、前記内視鏡及び前記内視鏡に受容される外科用器具の識別を検査するようにプログラミングされている制御装置と、
を備えていることを特徴とする液体管理システム。

【請求項 26】

前記センサは、圧力変換器を備えていることを特徴とする請求項 25 に記載の液体管理システム。

【請求項 27】

前記外科用器具及び前記内視鏡の識別が有効でない場合に前記ポンプを停止させるために、前記制御装置及び前記ポンプに結合された回路をさらに備えていることを特徴とする請求項 25 又は 26 に記載の液体管理システム。

【請求項 28】

前記制御装置は、流れのインピーダンスを多数の流量における所定の流れのインピーダンスと比較するようにプログラミングされていることを特徴とする請求項 25～27 のいずれか一項に記載の液体管理システム。

【請求項 29】

前記第2の器具が、吸入源と流通するために前記第2の器具内に流路を形成していることを特徴とする請求項1に記載のシステム。

【請求項 30】

前記第2の器具の流路を通じて作用する吸入量を調節するために、前記第2の器具の流路と前記吸入源との間で前記第2の器具の流路に結合された調節器をさらに備えていることを特徴とする請求項29に記載のシステム。

【請求項 31】

前記調節器は、閾値よりも低い吸入圧力を維持するように構成されていることを特徴とする請求項30に記載のシステム。

【請求項 32】

前記閾値は、200 mmHgであることを特徴とする請求項31に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、組織切除システムに関する。

【背景技術】

【0002】

例えば子宮のような膨張性を有する器官(distensible organ)の内視鏡外科手術は、該子宮に挿入可能な内視鏡及び該内視鏡を貫通し子宮内組織を切除又は治療する切除器(resector)を用いて実施される。外科手術の際に可視的な作業空間を得るために、液体(例えば生理食塩水、ソルビトールやグリセリン)によって子宮を膨張させることが望ましい場合がある。液体は、内視鏡及び/又は切除器を通じて子宮内部に注入され、該子宮から除去される。

【0003】

特許文献1に記載の吸引切替機構は、処置具挿通チャンネルによる過度吸引を防ぐことを目的とする。この吸引切替機構は、吸引源と、該吸引源に連通する連通空間と、該連通空間に連通する一対の処置具挿通チャンネルと、連通空間内に位置し、吸引源を一対の処置具挿通チャンネルの何れか一方に切替連通させる二つの片方連通状態に切替動作可能な流路切替弁とを備えた内視鏡の吸引切替機構において、流路切替弁が上記二つの片方連通状態のうちの少なくとも一方の片方連通状態にあるとき、吸引源に連通している一方の処置具連通チャンネルとは別の他方の処置具挿通チャンネルを、該一方の処置具挿通チャンネルと吸引源との連通面積より小さい連通面積で吸引源に連通させる吸引力調整流路を設けていることを特徴とする。

【特許文献1】特開2003-245247号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

子宮から流出する液体が子宮に流入する液体よりも多い場合には、子宮は収縮して通常状態に戻る場合があるので、子宮を可視化することは困難である。一方、液体の流入量が、液体によって生じる圧力が患者の平均的な動脈圧よりも大きくなるように液体の流出量よりも大きい場合には、超過した液体が患者の血管系に入って(血管内異物混入(intravasation))として知られている)、深刻な合併症又は死に至らしめる可能性がある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

これらの問題を解決することを目的として、本発明の一実施態様では、外科用システムは、液体の流路を形成する第1の器具と、該第1の器具の液体の流路によって受容可能な第2の器具とを含んでいる。第2の器具は流路を形成している。このシステムは、第1の器具に結合され、第1の器具の流路を通じた液体の流れを制御するように構成されたバルブを含んでいる。バルブは、第2器具が第1の器具の流路内に受容されず、且つ、第1の

10

20

30

40

50

器具の流路が第１の器具と第２の器具との間の所定領域に限定されるように第１の器具の流路が第２の器具によって部分的に遮断された状態であっても、第１の器具の流路を通じた液体の流れのインピーダンスが略一定とされるように構成されている。

【０００６】

本発明のこの実施態様の実施例は、以下の特徴のうち１つ以上の特徴を含んでいる場合がある。

【０００７】

例えば、第１の器具は、外部部材及び内部部材を含んでいる。内部部材は、それ自体を貫通する第１の器具の流路を形成している。内部部材は外部部材内部に受容され、外部部材及び内部部材は該外部部材と該内部部材との間に第２の液体の流路を形成している。第２の器具は、それ自体を貫通する第２の器具を形成する管を含んでいる。管は、第１の器具の流体の流路内に受容された場合に前記流路を部分的に遮断する。第２の液体の流路は、例えば約０．０５平方センチメートル～約０．１６平方センチメートル（約０．００８３平方インチ～約０．０２４９平方インチ）、好ましくは約０．１平方センチメートル（約０．０１６６平方インチ）の断面積を有している。第１の器具の液体の流路は、例えば約０．０３４平方センチメートル～約０．１平方センチメートル（約０．００５３平方インチ～約０．０１５９平方インチ）、好ましくは約０．００６８平方センチメートル（約０．０１０６平方インチ）の断面積を有している。第２の器具の流路は、約０．０２７平方センチメートル～約０．０８４平方センチメートル（約０．００４２平方インチ～約０．０１３平方インチ）、好ましくは約０．０５５平方センチメートル（約０．００８５平方インチ）の断面積を有している。

【０００８】

図示された実施例では、バルブは、ハウジング及び該ハウジング内部の本体を含んでいる。本体は、開口部及び第１の器具の流路が第１のインピーダンスと略同一な第２のインピーダンスを有した第２の液体の流路を形成するように、前記本体自体に開口部を形成し、開口部及び第１の器具の流路が第１のインピーダンスを有した第１の流体の流路を形成する第１の位置と開口部がそれ自体を貫通して第２の器具を受容するように配置された第２の位置との間でハウジングと相対的に移動可能とされる。

【０００９】

図示されたシステムはポンプを含んでいる。第１の器具は、ポンプに接続され、ポンプが第１の器具の流路を通じて液体を注入するように構成されている。ポンプは、膨張性を有する器官内部の圧力を約６０ｍｍＨｇ～約１２０ｍｍＨｇの間で略一定に維持するために、第１の器具を通じて液体を注入するようにプログラミングされている。ポンプに結合されたセンサは、特定の流量における流れのインピーダンスを感知する。前記センサ及び前記ポンプに結合された制御装置は、第１の器具及び第２の器具の識別を検査するために、前記流れのインピーダンスを特定の流量についての所定の流れのインピーダンスと比較する。

【００１０】

第２の器具の流路は吸入源と流通している。調節器は、第２の器具の流路を通じて作用する吸入量を調整するために、第２の器具の流路と吸引源との間に載置されている。

【００１１】

本発明の他の実施態様によると、外科用システムは、液体の流路を形成する第１の器具と、第１の器具の液体の流路によって受容可能な第２の器具とを含んでいる。第２の器具は流路を形成している。このシステムは、第２の器具が第１の器具の流路内に受容されていなくとも受容されていても、第１の器具の流路を通じた液体の流れのインピーダンスを略一定に維持するための手段を含んでいる。

【００１２】

本発明の他の実施態様によると、方法は、（ａ）第１の器具に結合されたバルブを第１の位置に位置決めするステップと、（ｂ）第１の位置のバルブを用いて該バルブ、さらに第１の器具の流路を通じて膨張性を有する器官に液体を注入するステップと、（ｃ）バル

ブを第2の位置に位置決めするステップと、(d)第2の位置のバルブを用いて該バルブ、さらに第1の器具の流路を通じて第2の器具を導くステップと、(e)第2の位置のバルブを用いて該バルブ、さらに第1の器具と第2の器具との間に位置する第1の器具の流路の所定領域を通じて膨張性を有する器官に液体を導くステップとを含んでいる。ステップ(b)及びステップ(e)の液体の流れのインピーダンスは略同一とされる。

【0013】

この実施態様の実施例は、以下の特徴のうち1つ以上の特徴を含んでいる場合がある。この方法は、第2の器具が第1の器具の流路内に受容されていなくても受容されていても、膨張性を有する器官内部の液圧を略一定に維持するステップを含んでいる。この維持するステップは、膨張性を有する器官から第2の器具を通じて吸入するステップを含んでいる。この方法は、バルブを通じて液体を導くためにバルブに結合されたポンプを調節するステップを含んでいる。

10

【0014】

本発明の他の実施態様によると、バルブは、ハウジング及び該ハウジング内部の本体を含んでいる。本体は、それ自体の中に開口部を形成している。本体は、開口部及びハウジングが第1のインピーダンスを有する第1の液体の流路を形成する第1の位置と開口部がそれ自体の中に外科用器具を受容するように配置された第2の位置との間でハウジングと相対的に移動可能とされる。開口部は、それ自体の中に受容された外科用器具を用いて、開口部及びハウジングが第1のインピーダンスと略同一な第2のインピーダンスを有する第2の液体の流路を形成するように構成されている。

20

【0015】

この実施態様の実施例は、以下の特徴のうち1つ以上の特徴を含んでいる場合がある。開口部は、外科用器具を受容するために本体を貫通するスルーボアを含んでいる。開口部は、本体内に第1の開端部及び第2の開端部を有した第2のボアを含んでいる。第2のボアは、スルーボアに対して略直角に配置され、該スルーボアと交差している。ハウジングは、入口及び出口を形成している。本体が第1の位置に位置している場合には、スルーボアは入口と共に部分的に位置合わせされ、第1の液体の流路は入口からスルーボア、さらに第2のボアを通じて出口に到達している。本体が第2の位置に位置している場合には、第2のボアは入口と共に位置合わせされ、第2の液体の流路は入口から第2のボア、さらにスルーボアを通じて出口に到達している。

30

【0016】

本発明の他の実施態様によると、バルブを通じた流入を調節する方法は、第1のインピーダンスを有したバルブを第1の位置に位置決めするステップ、バルブを第2の位置に位置決めするステップ、及びバルブを通じて第2の位置に外科的器具を導くステップを含んでいる。外科用器具及びバルブから成る組合せは、第1のインピーダンスと略同一の第2のインピーダンスを有している。

【0017】

本発明の他の実施態様によると、外科手術用装置は、外部部材及び該外部部材内部に受容された内部部材を含んでいる。外部部材及び内部部材は、該外部部材と該内部部材との間に第1の流路を形成している。内部部材は、光学レンズを収容し、外科用器具を受容するために第2の流路を形成している。最大約0.7 L/min.の流入率を有し、第2の流路に接続された第1の流路及び第2の流路は、ポンプが器官内部の液圧を維持することができる。

40

【0018】

この実施態様の実施例は、以下の特徴のうち1つ以上の特徴を含んでいる場合がある。ポンプは、最大約0.7 L/min.の流入率で第2の流路を通じて液体を導くために第2の流路に結合されている。外部部材は、第1の流路と流通する複数の穴を形成している。複数の穴は、外部部材の遠位部に位置決めされている。第2の流路は、略D字状断面を有している。第1の流路は、例えば約0.05平方センチメートル~約0.16平方センチメートル(約0.0083平方インチ~約0.0249平方インチ)、好ましくは約0

50

、1平方センチメートル（約0.0166平方インチ）の断面積を有している。第2の流路は、例えば約0.034平方センチメートル～約0.1平方センチメートル（約0.0053平方インチ～約0.0159平方インチ）、好ましくは約0.068平方センチメートル（約0.0106平方インチ）の断面積を有している。第2の流路は外科用器具を受容する。外科用器具は、例えば約0.027平方センチメートル～約0.084平方センチメートル（約0.0042平方インチ～約0.013平方インチ）、好ましくは約0.055平方センチメートル（約0.0085平方インチ）の断面積を有する吸入路を有している。バルブは、外科用器具が第2の流路内に受容された場合にバルブ及び第2の流路が第2のインピーダンスに等しい第1のインピーダンスを有しているように、第2の流路を通じた流入を調整するために内部部材に結合されている。

10

【0019】

本発明の他の実施態様によると、液体管理システムは、内視鏡に結合し特定の流量で内視鏡を通じて液体を注入するように構成されたポンプを含んでいる。センサは、特定の流量で内視鏡を通じて流れのインピーダンスを感知するポンプに結合されている。制御装置は、前記センサに結合され、内視鏡及び該内視鏡内に受容された外科用器具の識別を検査するために、感知された流れのインピーダンスを特定の流量についての所定の流れのインピーダンスと比較するようにプログラミングされている。

【0020】

この実施態様の実施例は、以下の特徴のうち1つ以上の特徴を含んでいる場合がある。センサは圧力変換器を含んでいる。回路は、外科用器具及び内視鏡の識別が有効でない場合にポンプを停止させるために制御装置及びポンプに結合されている。制御装置は、流れのインピーダンスを多数の流量における所定の流れのインピーダンスと比較するようにプログラミングされている。

20

【0021】

本発明の他の実施態様によると、液体管理システムは、所定の流量で内視鏡を通じて液体を注入するための手段、所定の流量で内視鏡を通じて流れのインピーダンスを測定するための手段、及び内視鏡及び該内視鏡内に受容された外科用器具の識別を検査するために感知された流れのインピーダンスを所定の流れのインピーダンスと比較するための手段を含んでいる。

【0022】

本発明の他の実施態様によると、方法は、特定の流量での内視鏡及び外科用器具組立体についての所定の流れのインピーダンスに関するデータを用いてポンプをプログラミングするステップ、特定の流量で内視鏡及び外科用器具組立体を通じて液体を注入するためにポンプを動作させるステップ、及び感知された流れのインピーダンスを所定の流れのインピーダンスと比較するステップを含んでいる。前記方法は、流れのインピーダンスが所定の流れのインピーダンスの閾値の範囲外である場合にポンプを停止させるステップをさらに含んでいる。

30

【0023】

本発明の他の実施態様によると、前記方法は、膨張性を有する器官内部に液体を注入するステップと、膨張性を有する器官内部の液圧を約60mmHg～約120mmHgの間で略一定に維持するステップとを含んでいる。

40

【0024】

本発明の他の実施態様によると、システムは、内視鏡自体を貫通する流路を形成する該内視鏡と、内視鏡の流路内に受容された外科用器具とを含んでいる。外科用器具は、吸入源と連通するためにそれ自身の中に流路を形成している。調節器は、器具の流路を通じて作用する吸入量を調整するために、外科用器具と吸入源との間で外科用器具の流路に結合されている。

【0025】

本発明の1つ以上の実施例の詳細は、添付図面と以下の本明細書とに記載されている。本発明の他の特徴、目的、及び利点は、本明細書の説明及び図面、及び特許請求の範囲が

50

ら明らかである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

図1を参照すると、組織切除システム10は、液体を器官に流入させ、さらに器官から排出させるために、患者20の膨張性を有する器官（例えば子宮）に挿入可能な遠位部102を有した内視鏡（例えば子宮鏡100）を含んでいる。組織切除システム10は、子宮鏡100に液体を供給する流入管30によって子宮鏡100に接続されている液体バッグ（fluid bag）17を備えたカートを含んでいる。流入管30は、カート15上の液体管理制御ユニット300のポンプ（例えば蠕動ポンプ310）を通じて延伸している。ポンプ310は、流入管30に沿って子宮鏡100に供給される液体の圧力を制御する。システム10は、重力の下で子宮鏡100から液体の流出を収集するために、流出管32によって子宮鏡100上の流出バルブ105に接続された重力容器40を含んでいる。さらに、システム10は、患者20から液体を収集するために、流出管32によって重力容器40に接続された外科用ドレープ22を含んでいる。

10

【0027】

システム10は、器官から組織を切除するために使用する際に子宮鏡100内部に受容されている切除器200をさらに含んでいる。切除器200は、ハンドル205と、子宮鏡100の遠位部102から外方に延在している遠位部210とを含んでいる。遠位部210は、器官から組織を切除するように動作可能な作業端220（例えば、細切器）を含んでいる。ハンドル205は、作業端200を長手軸回りに回転させて、組織を切断するために、作業端220に結合されたモータ（図示しない）を含んでいる。ワイヤ201によって切除器200に接続されたシステム10の切除器制御ユニット60も、作業端220の動作を制御するためにカート15上に配置されている。システム10は、制御ユニット60を動作させるために、ワイヤ64によって制御ユニット60に接続された足ペダル62も含んでいる。

20

【0028】

吸入管34によって切除器200上の吸入ポート230に接続されたシステム10の4つの真空容器42も、切除器200を通じて吸入された液体及び組織を収集するために、カート15上に配置されている。少なくとも1つの真空容器42は、例えば病理学者によって後に検査されるために、吸入管34を通じて吸入された組織を収集する組織トラップ43を含んでいる。システム10は、真空源によって生じる吸引を切除器200の吸入チャネル204を通じて調整するために、吸入管36によって真空容器42に接続され、且つ、真空管38によって真空源（図示しない）に接続された真空调節器400も含んでいる。

30

【0029】

重力容器40及び真空容器42に収集された液体の量と、液体管理制御ユニット300によって汲み上げられた液体の量とを監視し、汲み上げられた液体の量と収集された液体の量との差が閾値を越えた場合に可聴警報又は視覚警報を作動させ、これにより超過した液体が欠陥内に侵入する可能性を最小限度に抑えることができるシステム10の液体管理ユニット18が、カート15上に配置されている。

40

【0030】

システム10の一部は、子宮鏡100のカメラポート106に結合されたカメラ51、及び光ファイバケーブル54によって子宮鏡100の光ポート109に結合された光源52を含む視覚映像集合体50（visualizing and imaging assembly）である。ユーザは、カメラ50及び光源52によって組織から離間した状態で子宮鏡100の遠位端102で前記組織を映像化することができる。集合体50は、光ファイバケーブル56によってカメラ50に接続された映像ステーション70（imaging station）も含んでいる。映像ステーション70は、カメラ50からの画像を見るためのモニタ72、及び映像を記録するためのキャプチャシステム74を含んでいる。

【0031】

50

図2A及び図2Bを参照すると、子宮鏡100は、流路121を形成する内壁122を備えた管120を有しているシース80を含んでいる。管120の遠位端102は、液体が流路121を通じて器官から流出するように流路121と流通した複数の穴112を含んでいる。シース80は、流出ポート105を含む近位部84を有している。流出ポート105は流路121と流通している。開閉バルブ123は、開閉することによって液体の流れを流路121から流出ポート105に至らせるために、流出ポート105と流路121との間に位置決めされている。

【0032】

子宮鏡100は、取り外し可能に管120内に受容可能な細長部材124を有したスコープハウジング90も含んでいる。細長部材124は、外壁126及び内壁125を有している。内壁125は流入路130を形成している。スコープハウジング90の近位部94は、以下に説明するように、流入チャンネル130に流通している流入ポート110、一次バルブ150、及び二次バルブ160を含んでいる。細長部材124は、光学レンズ142を収容するレンズ光路140 (lens channel) も含んでいる。スコープハウジング90は、光ファイバ線 (図示しない) によって光学レンズ142に結合されたカメラポート106及び光ポート109を含む近位部94を有している。光は、光ポート109から子宮鏡100の遠位端102に進行し、遠位端102近傍の物体を照射する。前記物体の映像は光学レンズ142によって受容され、カメラポート106を通じてカメラ (図1) に進行するので、ユーザは子宮鏡100を通じて器官を目視することができる。レンズ光路140は流入路130近傍に位置決めされ、光学レンズ142が使用中に破片 (debris) が全く無い状態を保つことを補助する。スコープハウジング90の近位部94は、細長部材124が管120内に受容された際にシース80にスコープハウジング90を取り外し可能にロックするために、シース80の略J字状スロット (図示しない) に受容可能なピン92も含んでいる。

【0033】

図3A及び図3Bを参照すると、細長部材124が管120内に受容された場合に、管120の内壁122及び細長部材124の外壁126が、内壁122と外壁126との間に受動流出路128を形成している。受動流出路128は、流出ポート105に再接続されている左部分128A及び右部分128Bに分割されている。受動流出路128は、液体が流出ポート105によって重力下で器官から受動的に流出される状態で、管120の遠位端102の穴112と流通している。受動流出路128は分割されている必要がないことに留意すべきである。細長部材124の内壁125は、器官に液体を流すために子宮鏡100の遠位端102の開口部108と流通した流入路130を形成している。液体は、液体が流入路130を通じて流れる経路から完全に分離した経路に沿って受動流出路128を通じて流れる。

【0034】

図3Bを参照すると、流入路130及び受動流出路128は、以下に説明するように、最大流入率 0.7 L/min を有する液体管理制御ユニット300が膨張性を有する器官内部に流入路130を通じて十分な液体を送り込み、膨張性を有する器官の外側に受動流出路128を通じて流出する液体の流れのバランスをとることによって、膨張性を有する器官内部の液圧を略一定に維持可能な大きさであり、且つそのように構成されている。例えば、流入路130は、例えば断面積が約 0.1 平方センチメートル ~ 約 0.3 平方センチメートル (約 0.0153 平方インチ ~ 約 0.0461 平方インチ)、好ましくは約 0.2 平方センチメートル (約 0.0307 平方インチ) である略D字状の断面を有している。そして、受動流出路128の左部分128A及び右部分128Bは、例えば合計断面積が約 0.05 平方センチメートル ~ 約 0.16 平方センチメートル (約 0.0083 平方インチ ~ 約 0.0249 平方インチ)、好ましくは約 0.1 平方センチメートル (約 0.0166 平方インチ) である略三日月状の断面を有している。液体の受動流出路128を通じた流出が、少なくとも液体の流出と略同一の流量で流入路130を通じて器官に液体を送り込むための、液体管理制御ユニット300の能力を超えない限り、流入路130及

び受動流出路 1 2 8 を他の構成及び大きさとすることも可能であることに留意すべきである。

【 0 0 3 5 】

図 4 及び図 5 を参照すると、切除器 2 0 0 は、固定された細長外管 2 0 2、及び作業端 2 2 0 に結合され（図示しない）、回転可能な内管 2 0 1 を含んでいる。流入路 1 3 0 は切除器 2 0 0 を受容している。流入路 1 3 0 の断面において、流入路 1 3 0 は切除器 2 0 0 によって部分的に遮断されているにすぎないので、液体は内壁 1 2 5 と細長管 2 0 2 との間に配置され、切除器 2 0 0 によって遮断されていない流入路 1 3 0 の所定領域を通じて器官内部に流れ続ける場合がある。切除器 2 0 0 の内管 2 0 1 は、切除器 2 0 0 の作業端 2 2 0 に開口部 2 0 6 を有した吸入路 2 0 4 を形成し、液体及び組織を器官から吸入可能とするために、切除器のハンドル 2 0 5（図 1 を参照）の吸入ポート 2 3 0 と流通している。液体は、液体が受動流出路 1 2 8 及び流入路 1 3 0 を通じて流れる経路から完全に分離した経路に沿って吸入路 2 0 4 を通じて吸入される。

10

【 0 0 3 6 】

図 5 を参照すると、受動流出路 1 2 8、流入路 1 3 0、及び吸入路 2 0 4 は、受動流出路 1 2 8 を通じて器官外部に流出する液体の流れの平衡を保つために十分な液体を器官に送り出し、吸入路 2 0 4 を通じて器官外部から液体を吸入することによって、液体制御管理ユニット 3 0 0 が器官内部の液圧を略一定に維持することができるような大きさ及び構成とされている。例えば、切除器 2 0 0 によって部分的に遮断されていない流入路 1 3 0 は約 0 . 0 6 8 平方センチメートル（0 . 0 1 0 6 平方インチ）の断面積を有している。受動流出路 1 2 8 は、約 0 . 1 平方センチメートル（0 . 0 1 6 6 平方インチ）の断面積を有し、吸入路 2 0 4 は、約 0 . 0 5 5 平方センチメートル（0 . 0 0 8 5 平方インチ）の断面積を有している。流出路 1 2 8 を通じた液体の流出及び吸入路 2 0 4 を通じた液体の吸入が、液体の流出と同じ流量で流入路 1 3 0 を通じて器官に液体を注入するために液体管理制御ユニット 3 0 0 の能力を超えない限り、流入路 1 3 0、受動流出路 1 2 8、及び吸入路 2 0 4 を他の構成及び大きさとすることも可能であることに留意すべきである。

20

【 0 0 3 7 】

液体管理制御ユニット 3 0 0 は、切除器 2 0 0 がスコープハウジング 9 0 内に位置決めされるか否かに関係なく、流入路 1 3 0 を通じた流量のインピーダンスを略一定に維持するスコープハウジング 9 0 の二次バルブ 1 6 0 によって、さらに容易に器官内の液圧を略一定に維持することができる。例えば、図 1 4 は、切除器 2 0 0 がスコープハウジング 9 0 内に位置決めされているか否かに関係ない、子宮鏡 1 0 0 を通じた様々な流量でのインピーダンスを表わす。流量のインピーダンスを略一定に維持することによって、二次バルブ 1 6 0 は、切除器 2 0 0 がスコープハウジング 9 0 内に位置決めされているか否かに関係なく、液体管理制御ユニットが器官内の圧力を略一定に維持することを容易にする。インピーダンスは、2 点間の（この場合には、流入点 1 0 0 と流入路 1 3 0 の遠位端との間）液圧降下を示すものであり、流量の 2 乗に比例して変化する。

30

【 0 0 3 8 】

図 6 A 及び図 6 B を参照すると、二次バルブ 1 6 0 は、ハウジング 1 6 2 と、ハウジング 1 6 2 内で回転可能な本体 1 6 4 とを有している。ハウジング 1 6 2 は、流入ポート 1 1 0 と共に位置合せされた入口 1 6 7 と、流入路 1 3 0 と共に位置合せされた出口 1 6 9 とを含んでいる。本体 1 6 4 は、スルーボア（throughbore）1 6 6 と、開端部 1 6 8 A 及び閉端部 1 6 8 B を有し、前記スルーボアよりも小径のブラインドボア（blind bore）1 6 8 とを形成している。ブラインドボア 1 6 8 は、スルーボア 1 6 6 に対して略直角にスルーボア 1 6 6 を横断し、中間路 1 5 5 の直径と略同一の直径を有している。

40

【 0 0 3 9 】

本体 1 6 4 はハンドル 1 6 5 に取り付けられている。該ハンドルによって、本体 1 6 4 は、第 1 の液体の流路 A を形成する第 1 の位置（図 6 A 及び図 6 B を参照）と第 2 の液体の流路 B を形成する第 2 の位置（図 7 A 及び図 7 B を参照）との間で移動可能とされる。二次バルブ 1 6 0 が第 1 の位置に位置している場合には、ブラインドボア 1 6 8 は出口 1

50

6 9と共に位置合せされ、スルーボア 1 6 6 は本体 1 6 4 が入口 1 6 7 を部分的に遮断するように入口 1 6 7 から離間して該入口に平行に位置している。流路 A に沿った液体の流れは、本体 1 6 4 が部分的に入口 1 6 7 を遮断することによって阻害される。

【 0 0 4 0 】

図 7 A 及び図 7 B を参照すると、二次バルブ 1 6 0 が第 2 の位置に位置している場合には、液体が二次バルブ 1 6 0 を通じて流路 B に沿って流れるように、ブラインドボア 1 6 8 は入口 1 6 7 と共に位置合せされ、スルーボア 1 6 6 は出口 1 6 9 と共に位置合せされている。利用の際に、切除器 2 0 0 は、切除器 2 0 0 自体が子宮鏡 1 0 0 の流入路 1 3 0 内部に受容されるように、第 2 の位置に位置する二次バルブ 1 6 0 と共に二次バルブ 1 6 0 のスルーボア 1 6 6 を通じて受容されている。流路 B に沿った液体の流れは、切除器 2 0 0 が部分的にスルーボア 1 6 6 及び流入路 1 3 0 を遮断することによって阻害される。切除器 2 0 0 が液体の流れを遮断することに起因する流路 B に沿った液体の流れの阻害は、本体 1 6 4 が液体の流れを遮断することに起因する流路 A に沿った液体の流れの阻害と略同一である。従って、二次バルブ 1 6 0 は、切除器 2 0 0 が子宮鏡 1 0 0 を通じて受容されるか否かに関係なく、流入路 1 3 0 を通じた器官内部への液体の流れについての略同一の阻害を考慮したものとされる。

【 0 0 4 1 】

図 8 A 及び図 8 B を参照すると、一次バルブ 1 5 0 は、液体が流入ポート 1 1 0 から二次バルブ 1 6 0 を通じて流入路 1 3 0 内部に流れるようなオンオフ制御を提供するために、流入ポート 1 1 0 と二次バルブ 1 6 0 との間に位置決めされている。一次バルブ 1 5 0 は、ハウジング 1 5 2 と、ハウジング 1 5 2 内部で回転可能でスルーボア 1 5 6 を形成する本体 1 5 4 とを含んでいる。本体 1 5 4 は、スルーボア 1 5 6 が液体を流入路 1 3 0 に流すために流入ポート 1 1 0 と共に位置合せされている完全に開口された位置（図 6 A 及び図 6 B を参照）と流入路 1 3 0 への液体の流れが遮断されている完全に閉口された位置（図 8 A 及び図 8 B を参照）との間で本体 1 5 4 自体を移動させるために、ハンドル 1 5 3 に接続されている。一次バルブ 1 5 0 及び二次バルブ 1 6 0 は、流入路 1 3 0 と共に位置合せされたボア 1 6 3 を有するネジ部 1 6 1 によって、取り外し可能に子宮鏡 1 0 0 の近位端 1 0 7 に接続されている。

【 0 0 4 2 】

液体管理制御ユニット 3 0 0 は、流入路 1 3 0 を通じて器官内部に十分な液体を送り出すことによって器官内部の液圧を略一定に維持し、受動流出路 1 2 8 を通じて器官の外部へ流出する液体の流れと吸入路 2 0 4 を通じた吸入された液体の流れとのバランスをとる。図 9 を参照すると、液体管理制御ユニット 3 0 0 は、液体バッグ 1 7 から子宮鏡 1 0 0 の流入ポート 1 1 0 に液体を輸送する流体管路 3 0 を蠕動（run）する蠕動ポンプ 3 1 0 を含んでいる。ポンプ 3 1 0 は、子宮鏡 1 0 0 に輸送される液体の圧力及び流量を制御することによって、液体管路 3 0 に沿って液体を送り出す。

【 0 0 4 3 】

液体管理制御ユニット 3 0 0 は、ポンプ 3 1 0 によって送り出された液体の流量を測定する流量センサ 3 1 5（例えばローラヘッド、タービンや超音波センサ）を含んでいる。液体管理制御ユニット 3 0 0 は、液体がポンプ 3 1 0 を通過した後に液体管路 3 0 の液圧を感知する圧力センサ 3 2 0（例えば圧力変換器）も含んでいる。また、液体管理制御ユニット 3 0 0 は、ユーザが器官内部で維持される所望の圧力を入力可能な入力部 3 4 5 と、子宮鏡 1 0 0 及び切除器 2 0 0 から成る組み合わせ（combination）を通じた、異なる流量の範囲でのインピーダンス（すなわち圧力降下）に関する情報を格納するメモリー 3 4 0 とを含んでいる。

【 0 0 4 4 】

流量センサ 3 1 5 によって測定された流量、圧力センサ 3 2 0 によって測定された圧力、メモリー 3 4 0 に格納された情報、及び圧力の目標値 3 4 5 に基づいてポンプ 3 1 0 によって送り出された圧力及び流量を制御する制御装置 3 3 0、例えばマイクロプロセッサは、圧力センサ 3 2 0、ポンプ 3 1 0、流量センサ 3 1 5、入力部 3 4 5、及びメモリー

10

20

30

40

50

340に結合されている。測定された流量及び測定された圧力に基づいて、制御装置330は、インピーダンス（すなわち圧力降下）を考慮した上でメモリー340に格納された情報に従って、様々な流量での子宮鏡100を通じた器官内部の実際の圧力を決定する。その後、制御装置330は、器官内部の圧力の目標値と比較し、これに従ってポンプ310によって送り出された圧力及び流量を調整する。圧力の目標値が実際の圧力よりも大きい場合には、その後、制御装置330はポンプ310の出力を大きくする。圧力の目標値が実際の圧力よりも小さい場合には、その後、制御装置330はポンプ310の出力を小さくする。

【0045】

流入路130、受動流出路128、及び吸入路204の大きさ及び構成は、制御装置330が器官内の圧力を略一定に維持することを容易にする。さらに、二次バルブ160は、切除器200が子宮鏡100内に受容されているか否かに関係なくインピーダンスを保つことによって器官内の圧力を略一定に維持することを容易にする。従って、制御装置330は切除器200が子宮鏡100内に位置決めされているか否かを“知る”必要はない。液体管理制御ユニット300は、例えば約60mmHg～約120mmHgの間の事前設定された圧力に器官内部の液圧を比較的一定に維持可能である。

【0046】

液体管理制御ユニット300は、正確な組み合わせの子宮鏡及び切除器200が利用されていることを検査する特徴も含んでいる（すなわち、システムが適切なバランスを有する流路を有した切除器及び子宮鏡が液体管理制御ユニット300に取り付けられている場合にのみ、システムが確実に利用可能となる）。メモリー340は、子宮鏡及び切除器から成る有効な組み合わせのそれぞれについての流量及びインピーダンス情報を格納している。制御装置330は、子宮鏡及び切除器から成る組み合わせの識別を検査するために、圧力変換器320によって測定された圧力が特定の流量についての所定圧力の閾値以内であるか否かを決定するようにプログラムされている。制御装置330は、制御装置330自体が子宮鏡及び切除器から成る組み合わせが有効であると判断した場合（例えば正しくない大きさの切除器が子宮鏡と共に利用されている場合）に、ポンプ310を停止させるために開閉回路360に結合されている。この組み合わせが有効である場合には、その後、制御装置330は開閉回路360をオーバーライドして、上述のようにポンプ310は子宮鏡100に液体を送り出す。一方、制御装置330が子宮鏡及び切除器から成る組み合わせが無効である（誤った大きさの切除器が利用されている）と判断した場合に、制御装置330は開閉回路360を作動させポンプ310を停止させる。制御装置330は、ポンプ310が停止した場合に作動する警報手段350（例えば、視覚的な警報又は聴取可能な警報）にも結合されている。制御装置330は、子宮鏡100及び切除器200を利用する前に幾つか（3つ又は4つの）の流量での圧力を比較するようにプログラムされている。

【0047】

利用の際に、ユーザは、図1に表わすように切除システム10の構成要素を組み立てることができる。図7A及び図7Bに表わすように、ユーザは、一次バルブ150を開いた位置に位置決めし、二次バルブ160を第2の位置に位置決めする。ユーザは、図9に関する上述の説明のように液体管理制御ユニット300を動作させることによって、子宮鏡100及び切除器200から成る組立体を通じて3つ又は4つの異なる流量で液体を注入し、前記組立体を通じて流れのインピーダンスを感知し、さらに感知された流れのインピーダンスのそれぞれと前記組立体を通じたインピーダンスとを比較するために、子宮鏡100及び切除器200から成る組み合わせを検査する。前記組み合わせが有効である場合には、ユーザは、図8A及び図8Bに表わすように子宮鏡100から切除器200を取り外し、一次バルブ150を閉じ、二次バルブ160を第1の位置に移動させる。

【0048】

図10を参照すると、子宮内部のポジションシース80に対して、システム10は、スコープハウジング90がシース80から取り外された場合にシース80を通じて挿入可能

10

20

30

40

50

な栓子 800 を含んでいる。栓子 800 は、軸 810、尖った遠位先端部 820、及び近位ハンドル 840 を含んでいる。シース 80 の略 J 字状のスロット（図示しない）に嵌合したピン 830 は、取り外し可能に栓子 800 をシース 80 にロックするためにハンドル 840 と軸 810 との間に配置されている。

【0049】

図 11 を参照すると、遠位先端部 820 がシース 80 の遠位部 102 を越えて延在するように栓子 800 がシース 80 内部に受容された状態で、ユーザは栓子 800 及びシース 80 を子宮 900 内部に挿入する。図 12 を参照すると、ユーザはシース 80 から栓子 800 を取り外し、シース 80 を通じて子宮 900 内部にスコープハウジング 90 を挿入する。その後、図 6A 及び図 6B に表わすように、ユーザは二次バルブ 160 を第 1 の位置にした状態で一次バルブ 150 を開き、液体管理制御ユニット 300 を動作させ、第 1 のインピーダンスで子宮鏡 100 の流入路 130 を通じて流路 A に沿って子宮 900 内部に液体を送り出すことによって、図 12 に表わすように子宮 900 を膨張させる。同時に、ユーザは、子宮 900 の外側から子宮鏡 100 の穴 112 及び流路 122 を介して流路 C に沿って重力容器 40 に液体を流すことによって、子宮 900 内部の圧力を約 60 mmHg ~ 約 120 mmHg に保つ。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図 1】切除システムの概略図である。

【図 2A】図 1 のシステムの子宮鏡の分解斜視図である。

【図 2B】組み立てられた図 2A の子宮鏡の縦断面図である。

【図 3A】図 2B の子宮鏡の縦断面図である。

【図 3B】断面 3B - 3B で長手軸に沿って切断した図 2B の子宮鏡の断面図である。

【図 4】切除器が子宮鏡を通じて受容された状態の、図 2B の子宮鏡の斜視図である。

【図 5】断面 5 - 5 で切断した図 4 の子宮鏡及び切除器の断面図である。

【図 6A】一次バルブが開いた位置に位置し、且つ、二次バルブが第 1 の位置に位置した状態における、図 2 の子宮鏡の一次バルブ及び二次バルブの破断斜視図である。

【図 6B】断面 6B - 6B で切断した図 6A の一次バルブ及び二次バルブの断面図である。

。

【図 7A】切除器を受容するために一次バルブが開いた位置に位置し、且つ、二次バルブが第 2 の位置に位置した状態における図 2B の子宮鏡の一次バルブ及び二次バルブの破断斜視図である。

【図 7B】断面 7B - 7B で切断した図 7A の一次バルブ及び二次バルブの断面図である。

。

【図 8A】一次バルブが閉じられ、且つ、二次バルブが第 2 の位置に位置した状態における、図 2B の子宮鏡の一次バルブ及び二次バルブの破断斜視図である。

【図 8B】断面 8B - 8B で切断した図 8A の一次バルブ及び二次バルブの断面図である。

。

【図 9】図 1 のシステムの切除システムにおける液体管理システムの概略図である。

【図 10】図 2A の子宮鏡のシースと共に利用するための栓子の斜視図である。

【図 11】使用時の栓子、子宮鏡、及び切除器を表わす。

【図 12】使用時の栓子、子宮鏡、及び切除器を表わす。

【図 13】使用時の栓子、子宮鏡、及び切除器を表わす。

【図 14】流量と子宮鏡を通じたインピーダンスとの関係を表わすグラフである。

【符号の説明】

【0051】

- 10 システム
- 30 液体管路
- 40 重力容器
- 80 シース

10

20

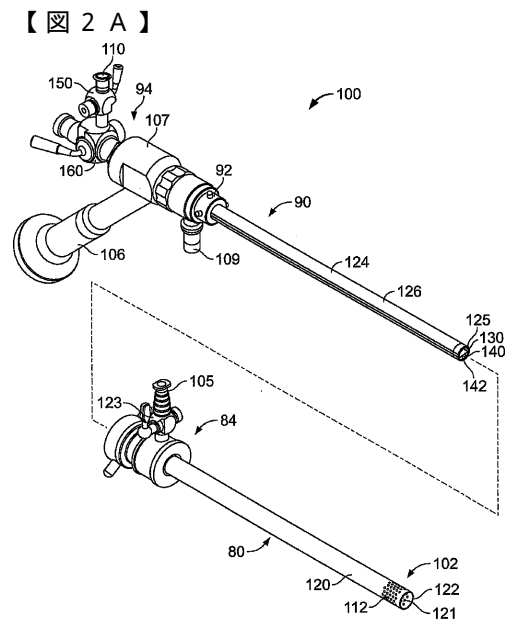
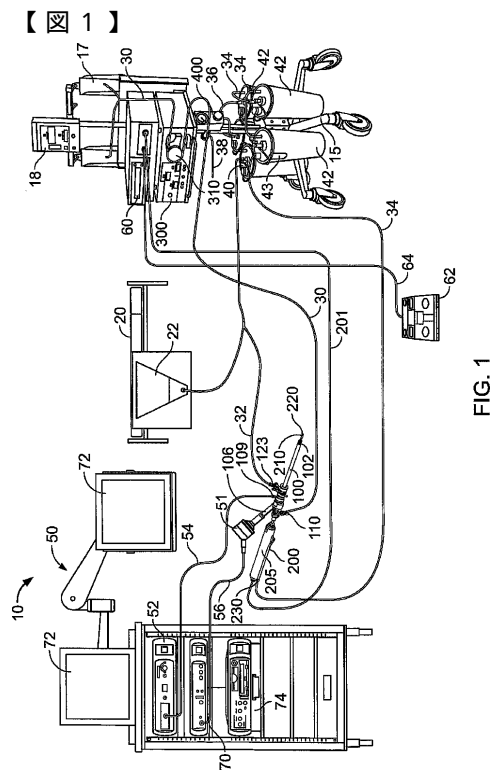
30

40

50

9 0	スコープハウジング	
1 0 0	子宮鏡	
1 0 2	遠位部	
1 0 5	流出ポート	
1 0 8	開口部	
1 1 0	流入ポート	
1 1 2	穴	
1 2 0	管	
1 2 2	流路	
1 2 4	細長部材	10
1 2 5	内壁	
1 2 6	外壁	
1 2 8	受動流出路	
1 2 8 A	左部分	
1 2 8 B	右部分	
1 3 0	流入路	
1 5 0	一次バルブ	
1 5 2	ハウジング	
1 5 3	ハンドル	
1 5 4	本体	20
1 5 6	スルーボア	
1 6 0	二次バルブ	
1 6 1	ネジ部	
1 6 2	ハウジング	
1 6 3	ボア	
1 6 4	本体	
1 5 5	中間路	
1 6 6	スルーボア	
1 6 7	入口	
1 6 8	ブラインドボア	30
1 6 8 A	開端部	
1 6 8 B	閉端部	
1 6 9	出口	
2 0 0	切除器	
2 0 1	内管	
2 0 2	細長外管	
2 0 4	吸入路	
2 0 5	ハンドル	
2 0 6	開口部	
2 2 0	作業端	40
3 0 0	液体管理制御ユニット	
3 1 0	ポンプ	
3 1 5	流量センサ	
3 2 0	圧力センサ	
3 4 0	メモリー	
3 4 5	入力部	
8 0 0	栓子	
8 1 0	軸	
8 2 0	遠位先端部	
8 3 0	ピン	50

8 4 0 近位ハンドル
9 0 0 子宮



【図 2 B】

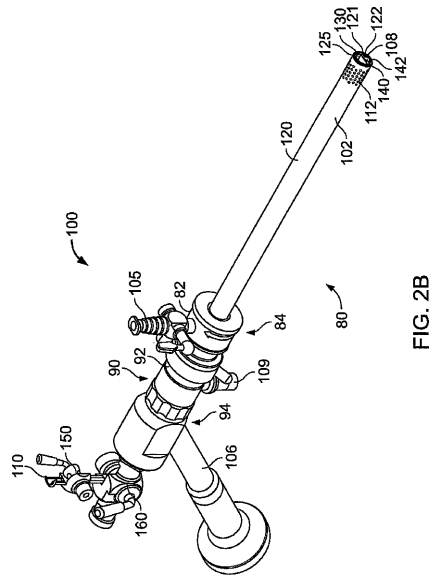


FIG. 2B

【図 3 A】

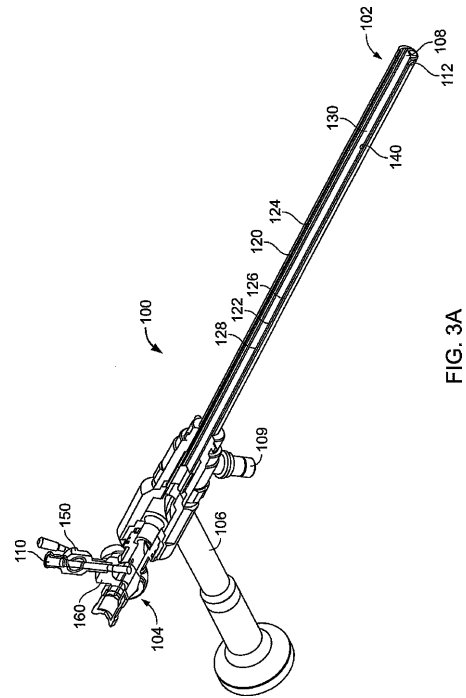


FIG. 3A

【図 3 B】

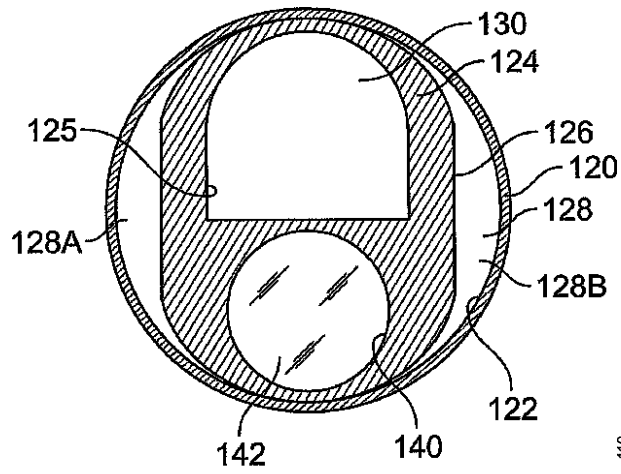


FIG. 3B

【図 4】

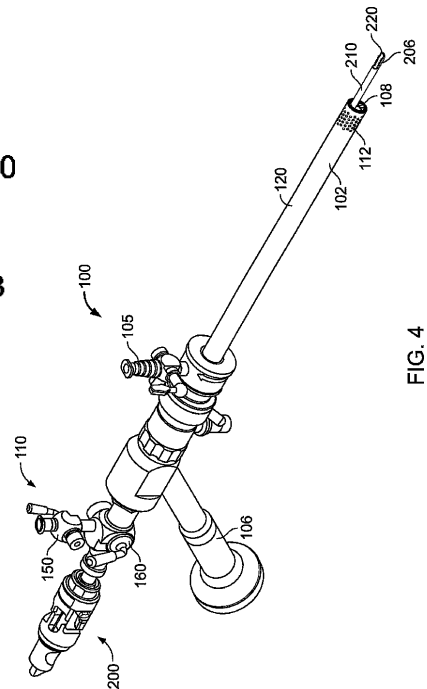


FIG. 4

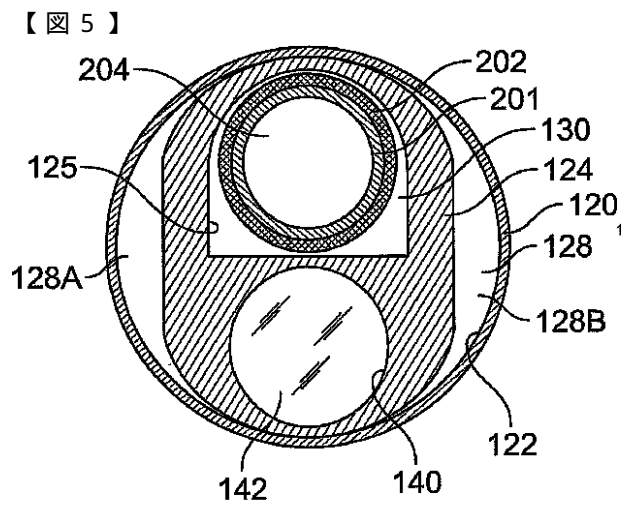


FIG. 5

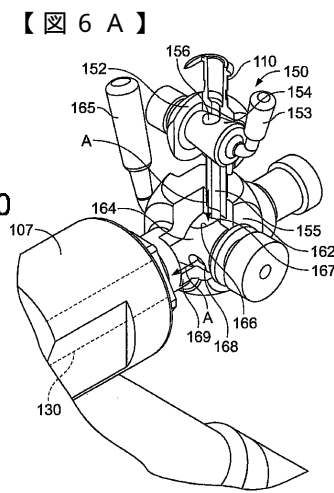


FIG. 6A

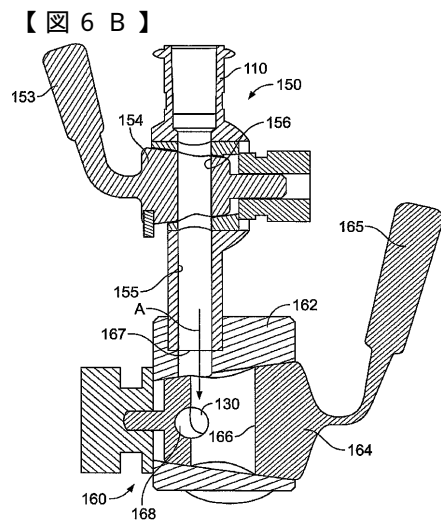


FIG. 6B

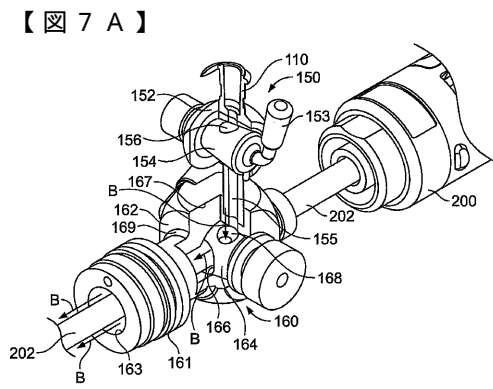


FIG. 7A

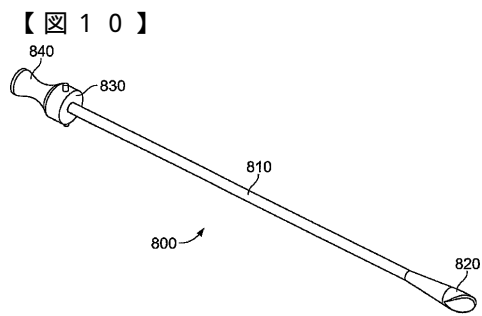


FIG. 10

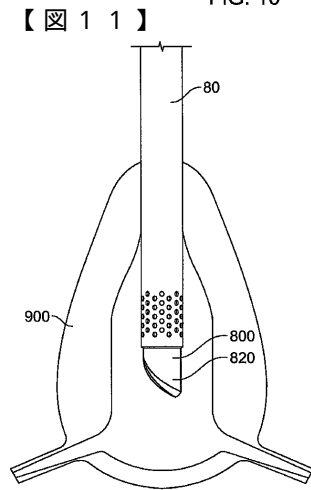


FIG. 11

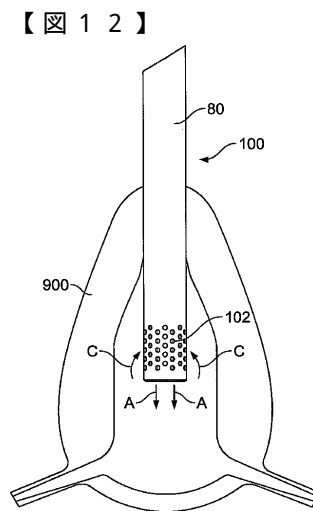


FIG. 12

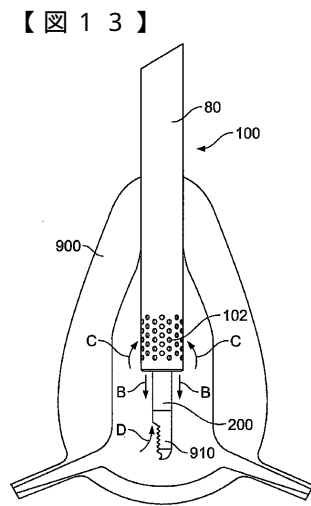


FIG. 13

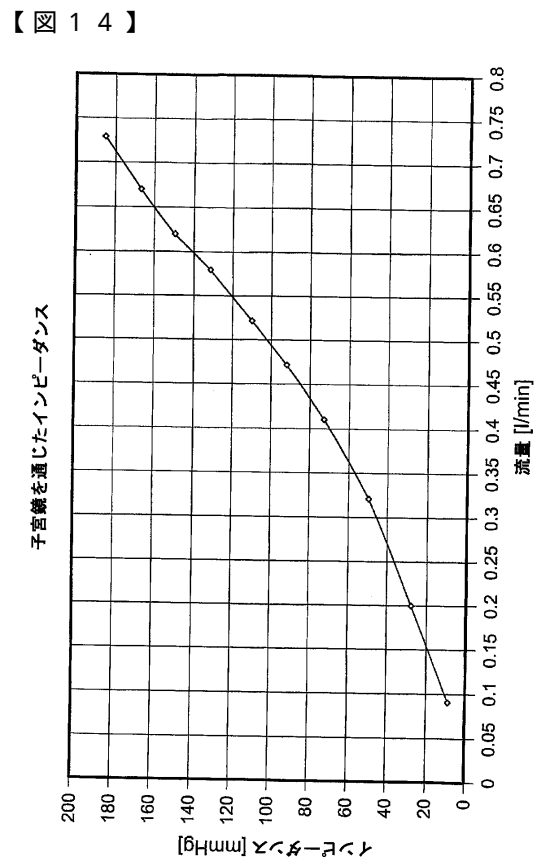


FIG. 14

フロントページの続き

- (72)発明者 セマール・シェナー
アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01801・ウォバーン・キンボール・コート・6・ナンバー・G5
- (72)発明者 クリストファー・ニューエル
アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01845・ノース・アンドーヴァー・マーブルヘッド・ストリート・113
- (72)発明者 ピーター・ヘッドストーム
アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01810・アンドーヴァー・ストラッドフォード・ロード・4
- (72)発明者 ケニス・ダブリュ・クラウド
アメリカ合衆国・ニューハンプシャー・03873・サンダウン・フィリップスウッド・ロード・14

審査官 菅家 裕輔

- (56)参考文献 特表2002-529185(JP,A)
実開平01-075416(JP,U)
特開2003-245247(JP,A)
米国特許出願公開第2002/0058859(US,A1)
米国特許第05195541(US,A)
米国特許第06113594(US,A)
米国特許第05125910(US,A)
米国特許第05163433(US,A)
米国特許第04998914(US,A)
米国特許第06585708(US,B1)
米国特許第06358200(US,B1)
米国特許第05807240(US,A)
米国特許第05027792(US,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/00 - 17/58
A61B 18/12 - 18/16

专利名称(译)	组织消融系统		
公开(公告)号	JP5058803B2	公开(公告)日	2012-10-24
申请号	JP2007530014	申请日	2005-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	史密夫和内修有限公司		
申请(专利权)人(译)	施乐辉公司		
当前申请(专利权)人(译)	施乐辉公司		
[标]发明人	セマールシェナー クリストファーニューエル ピーターヘッドストーム ケニスダブリュクラウス		
发明人	セマール・シェナー クリストファー・ニューエル ピーター・ヘッドストーム ケニス・ダブリュ・クラウス		
IPC分类号	A61B17/42 A61B17/00		
CPC分类号	A61B1/018 A61B1/00068 A61B1/015 A61B17/0218 A61B17/320016 A61B17/3421 A61B17/3498 A61B2017/0225 A61B2017/320024 A61B2017/3445		
FI分类号	A61B17/42 A61B17/00.320		
代理人(译)	渡边 隆 村山彦		
审查员(译)	菅谷佑介		
优先权	10/927244 2004-08-27 US		
其他公开文献	JP2008511397A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

手术系统包括限定第一通道的第一器械和可由第一通道接收的第二器械。第二个工具定义第二个通道。连接到第一仪器的阀控制流过第一通道的流体，使得流过第一通道的流体的阻抗基本相同，而第二通道不接收第一通道，第一通道被第二通道部分阻挡。在另一方面，外科手术设备包括外部构件和容纳在外部构件内的内部构件，以在它们之间限定第一通道。内部构件容纳光学透镜并限定用于接收手术器械的第二通道。第一和第二通道构造使得具有连接到第二通道的流入速率高达约0.7L / min的泵可以维持器官内的流体压力。

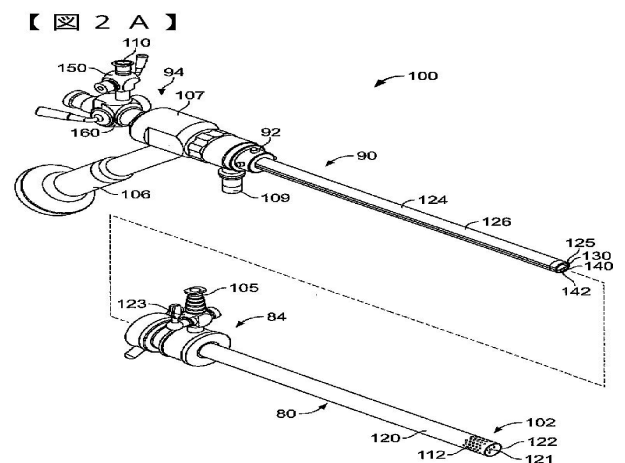


FIG. 2A