

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2008-511397

(P2008-511397A)

(43) 公表日 平成20年4月17日(2008.4.17)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 61 B 17/42 (2006.01)	A 61 B 17/42	4 C 0 6 0
A 61 F 2/82 (2006.01)	A 61 M 29/00	4 C 0 6 1
A 61 B 1/00 (2006.01)	A 61 B 1/00 3 3 4 Z	4 C 1 6 7

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 38 頁)

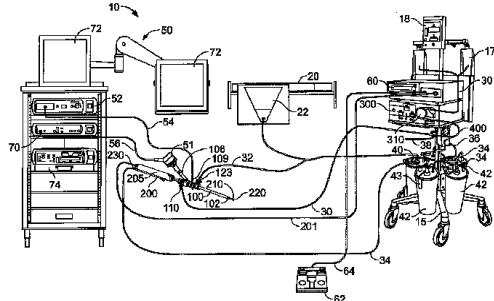
(21) 出願番号	特願2007-530014 (P2007-530014)	(71) 出願人	397071355 スマス アンド ネフュー インコーポレーテッド アメリカ合衆国 テネシー 38116、 メンフィス ブルクス ロード 145 O
(86) (22) 出願日	平成17年8月22日 (2005.8.22)	(74) 代理人	100064908 弁理士 志賀 正武
(85) 翻訳文提出日	平成19年4月25日 (2007.4.25)	(74) 代理人	100089037 弁理士 渡邊 隆
(86) 國際出願番号	PCT/US2005/029807	(74) 代理人	100108453 弁理士 村山 靖彦
(87) 國際公開番号	W02006/026236	(74) 代理人	100110364 弁理士 実広 信哉
(87) 國際公開日	平成18年3月9日 (2006.3.9)		
(31) 優先権主張番号	10/927, 244		
(32) 優先日	平成16年8月27日 (2004.8.27)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】組織切除システム

## (57) 【要約】

外科用システムは、第1の流路を形成する第1の器具及び第1の流路によって受容可能な第2の器具を含んでいる。第2の器具は第2の流路を形成している。第1の器具に結合されたバルブは、第2の器具が第1の流路を通じた流量のインピーダンスが第1の流路に受容されておらず、第1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略一定とされるように、第1の流路を通じて第1の流路を通じた流量を制御する。他の実施態様では、外科用器具は、外部部材と内部部材との間に第1の流路を形成するために、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。内部部材は光学レンズを収納し、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。第1の流路及び第2の流路は、約0.7 L/min. の最大流量を有し、且つ、第2の流路に接続されたポンプが器官内側の液圧を維持することができるように構成されている。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

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  
、  
を備えていることを特徴とする外科用システム。

**【請求項 2】**

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いることを特徴とする請求項1に記載のシステム。 10

**【請求項 3】**

前記バルブが、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が、前記第2の器具が前記第1の器具の流路に受容されておらず、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た状態で略一定とされることを特徴とする請求項2に記載のシステム。

**【請求項 4】**

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1～3のいずれか一項に記載のシステム。 20

**【請求項 5】**

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1～4のいずれか一項に記載のシステム。

**【請求項 6】**

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5に記載のシステム。 30

**【請求項 7】**

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、 40

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5又は6に記載のシステム。

**【請求項 8】**

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ることを特徴とする請求項1～7のいずれか一項に記載のシステム。 50

**【請求項 9】**

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1～8のいずれか一項に記載のシステム。

**【請求項 10】**

前記ポンプは、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、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9に記載のシステム。

**【請求項 11】**

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の器具の識別を検査するために、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9又は10に記載のシステム。

10

**【請求項 12】**

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整器をさらに備えていること特徴とする請求項1～11のいずれか一項に記載のシステム。

20

**【請求項 13】**

(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) 前記第1の位置の前記バルブを用いて前記バルブ、さらに前記第1の器具の流路を通じて膨張性を有する器官に液体を導くステップと、

(c) 前記バルブを第2の位置に位置決めするステップと、

(d) 前記第2の位置の前記バルブを用いて前記バルブ、さらに前記第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) 前記第2の位置の前記バルブを用いて前記バルブ、さらに前記第1の器具と前記第2の器具との間に位置する前記第1の器具の流路の所定領域を通じて前記膨張性を有する器官に液体を導くステップと、

を備え、

30

ステップ(b)及びステップ(e)における液体の流れのインピーダンスが略同一とされることを特徴とする方法。

**【請求項 14】**

前記第2の器具が前記第1の器具の流路内に受容されてもされなくても、前記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さらに備えていることを特徴とする請求項13の方法。

**【請求項 15】**

前記維持するステップは、前記第2の器具を通じて前記膨張性を有する器官から液体を吸入するステップを備えていることを特徴とする請求項14に記載の方法。

40

**【請求項 16】**

前記バルブを通じて液体を導くために前記バルブに結合されたポンプを調整するステップをさらに備えていることを特徴とする請求項13～15のいずれか一項に記載の方法。

**【請求項 17】**

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

50

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18】

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17に記載のバルブ。

【請求項19】

前記開口部は、前記本体内に第1の開端部及び第2の閉端部を有した第2のボアをさらに含んでいることを特徴とする請求項18に記載のバルブ。

【請求項20】

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19に記載のバルブ。 10

【請求項21】

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19又は20に記載のバルブ。

【請求項22】

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21に記載のバルブ。

【請求項23】

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22に記載のバルブ。 20

【請求項24】

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23に記載のバルブ。

【請求項25】

第1のインピーダンスを有している前記バルブを第1の位置に位置決めするステップと、

前記バルブを第2の位置に位置決めするステップと、

前記第2の位置に前記バルブを通じて外科用器具を導くステップと、

を備えている、バルブを通じた流入を調整する方法であって、

前記外科用器具及び前記バルブから成る組合せが前記第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ていることを特徴とする方法。 30

【請求項26】

前記第1の器具の流路及び前記第2の流路は、最大約0.7L/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のように構成されていることを特徴とする請求項1~4のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項27】

最大0.7L/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26に記載の装置。 40

【請求項28】

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26又は27に記載の装置。

【請求項29】

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28に記載の装置。

【請求項30】

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26~29のいずれか一項に記載の装置。 50

**【請求項 3 1】**

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26～30のいずれか一項に記載のシステム。

**【請求項 3 2】**

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26～31のいずれか一項に記載のシステム。

**【請求項 3 3】**

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 3 4】**

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33に記載の液体管理システム。

**【請求項 3 5】**

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33又は34に記載の液体管理システム。

**【請求項 3 6】**

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していることを特徴とする請求項33～35のいずれか一項に記載の液体管理システム。

**【請求項 3 7】**

特定の流量、及び内視鏡と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と、

前記特定の流量で前記内視鏡及び前記外科用器具組立体を通じて液体を注入するために前記ポンプを動作させるステップと、

前記外科用器具組立体を通じて流れのインピーダンスを感知するステップと、

前記感知された流れのインピーダンスを前記所定の流れのインピーダンスと比較するステップと、

を備えていることを特徴とする方法。

**【請求項 3 8】**

前記流れのインピーダンスが前記所定の流れのインピーダンスの閾値の範囲内ではない場合に前記ポンプを停止させるステップをさらに備えていることを特徴とする請求項37に記載の方法。

**【請求項 3 9】**

膨張性を有する器官内部に液体を注入するステップと、

10

20

30

40

50

前記膨張性を有する器官内部の液圧を約 60 mmHg ~ 約 120 mmHg の間で略一定に維持するステップと、

を備えている方法。

#### 【請求項 4 0】

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 ~ 3 のいずれか一項に記載のシステム。

#### 【請求項 4 1】

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に前記第 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 4 0 に記載のシステム。

10

#### 【請求項 4 2】

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 4 1 に記載のシステム。

#### 【請求項 4 3】

前記閾値は、約 200 mmHg であることを特徴とする請求項 4 2 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できるものがある。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。

20

##### 【発明の開示】

##### 【発明が解決しようとする課題】

##### 【0003】

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つて(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。

30

##### 【課題を解決するための手段】

##### 【0004】

これらの問題を解決することを目的として、本発明の位置実施態様では、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。

40

##### 【0005】

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。

##### 【0006】

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

50

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。

10

#### 【0007】

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。

20

#### 【0008】

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、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。

30

#### 【0009】

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。

#### 【0010】

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。

#### 【0011】

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。

40

#### 【0012】

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

50

、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。

【0013】

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。

10

【0014】

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の閉端部を有した第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。

20

【0015】

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。

30

【0016】

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0.7L/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

【0017】

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0.7L/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0.1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0.053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

50

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。

【0018】

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。

【0019】

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。

【0020】

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。

【0021】

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。

【0022】

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。

【0023】

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。

【0024】

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から明らかである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

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

10

20

30

40

50

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。

#### 【0026】

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。

10

#### 【0027】

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)に接続された真空調節器400も含んでいる。

20

#### 【0028】

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。

30

#### 【0029】

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。

40

#### 【0030】

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。

#### 【0031】

50

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。

#### 【0032】

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。

#### 【0033】

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（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（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 128 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。

#### 【0034】

図 4 及び図 5 を参照すると、切除器 200 は、固定された細長外管 202、及び作業端 220 に結合され（図示しない）、回転可能な内管 201 を含んでいる。流入路 130 は切除器 200 を受容している。流入路 130 の断面において、流入路 130 は切除器 200 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 125 と細長管 202 との間に配置され、切除器 200 によって遮断されていない流入路 130 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 200 の内管 201 は、切除器 200 の作業端 220 に開口部 206 を有した吸入路 204 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 205 (図 1 を参照) の吸入ポート 230 と流通している。液体は、液体が受動流出路 128 及び流入路 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吸入路 204 を通じて吸入される。

#### 【0035】

図 5 を参照すると、受動流出路 128 、流入路 130 、及び吸入路 204 は、受動流出路 128 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 204 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 300 が器官内部の液圧を略一定に維持することができる大きな大きさ及び構成とされている。例えば、切除器 200 によって部分的に遮断されていない流入路 130 は約 0.068 平方センチメートル (0.0106 平方インチ) の断面積を有している。受動流出路 128 は、約 0.1 平方センチメートル (0.0166 平方インチ) の断面積を有し、吸入路 204 は、約 0.055 平方センチメートル (0.0085 平方インチ) の断面積を有している。流出路 128 を通じた液体の流出及び吸入路 204 を通じた液体の吸入が、液体の流出と同じ流量で流入路 130 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 300 の能力を超えない限り、流入路 130 、受動流出路 128 、及び吸入路 204 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。

#### 【0036】

液体管理制御ユニット 300 は、切除器 200 がスコープハウジング 90 内に位置決めされるか否かに関係なく、流入路 130 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 90 の二次バルブ 160 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 14 は、切除器 200 がスコープハウジング 90 内に位置決めされているか否かに関係ない、子宮鏡 100 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 160 は、切除器 200 がスコープハウジング 90 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 100 と流入路 130 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。

#### 【0037】

図 6A 及び図 6B を参照すると、二次バルブ 160 は、ハウジング 162 と、ハウジング 162 内で回動可能な本体 164 とを有している。ハウジング 162 は、流入ポート 110 と共に位置合せされた入口 167 と、流入路 130 と共に位置合せされた出口 169 とを含んでいる。本体 164 は、スルーボア (throughbore) 166 と、開端部 168A 及び閉端部 168B 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) 168 とを形成している。ブラインドボア 168 は、スルーボア 166 に対して略直角にスルーボア 166 を横断し、中間路 155 の直径と略同一の直径を有している。

#### 【0038】

本体 164 はハンドル 165 に取り付けられている。該ハンドルによって、本体 164 は、第 1 の液体の流路 A を形成する第 1 の位置 (図 6A 及び図 6B を参照) と第 2 の液体の流路 B を形成する第 2 の位置 (図 7A 及び図 7B を参照) との間で移動可能とされる。二次バルブ 160 が第 1 の位置に位置している場合には、ブラインドボア 168 は出口 169 と共に位置合せされ、スルーボア 166 は本体 164 が入口 167 を部分的に遮断するように入口 167 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 164 が部分的に入口 167 を遮断することによって阻害される。

#### 【0039】

図 7A 及び図 7B を参照すると、二次バルブ 160 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 160 を通じて流路 B に沿って流れるように、ブラインドボア 168 は入口 167 と共に位置合せされ、スルーボア 166 は出口 169 と共に位置合せされている。利用の際に、切除器 200 は、切除器 200 自体が子宮鏡 100 の流入路 130

10

20

30

40

50

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160と共に二次バルブ160のスルーボア166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200が部分的にスルーボア166及び流入路130を遮断することによって阻害される。切除器200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164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160は、切除器200が子宮鏡100を通じて受容されるか否かに關係なく、流入路130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。

#### 【0040】

図8A及び図8Bを参照すると、一次バルブ150は、液体が流入ポート110から二次バルブ160を通じて流入路130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110と二次バルブ160との間に位置決めされている。一次バルブ150は、ハウジング152と、ハウジング152内部で回動可能でスルーボア156を形成する本体154とを含んでいる。本体154は、スルーボア156が液体を流入路130に流すために流入ポート110と共に位置合せされている完全に開口された位置(図6A及び図6Bを参照)と流入路130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8A及び図8Bを参照)との間で本体154自体を移動させるために、ハンドル153に接続されている。一次バルブ150及び二次バルブ160は、流入路130と共に位置合せされたボア163を有するネジ部161によって、取り外し可能に子宮鏡100の近位端107に接続されている。

10

20

#### 【0041】

液体管理制御ユニット300は、流入路130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128を通じて器官の外部へ流出する液体の流れと吸入路204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300は、液体バッグ17から子宮鏡100の流入ポート110に液体を輸送する流体管路30を蠕動(run)する蠕動ポンプ310を含んでいる。ポンプ310は、子宮鏡100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30に沿って液体を送り出す。

30

#### 【0042】

液体管理制御ユニット300は、ポンプ310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315(例えばローラヘッド、ターピンや超音波センサ)を含んでいる。液体管理制御ユニット300は、液体がポンプ310を通過した後に液体管路30の液圧を感知する圧力センサ320(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300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345と、子宮鏡100及び切除器200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340とを含んでいる。

40

#### 【0043】

流量センサ315によって測定された流量、圧力センサ320によって測定された圧力、メモリー340に格納された情報、及び圧力の目標値345に基づいてポンプ310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330、例えばマイクロプロセッサは、圧力センサ320、ポンプ310、流量センサ315、入力部345、及びメモリー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。

50

## 【0044】

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 300 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 60 mmHg ~ 約 120 mmHg 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。

## 【0045】

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。

10

20

## 【0046】

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じし、さらに感知された流れのインピーダンスのそ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。

30

## 【0047】

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。

40

## 【0048】

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 8

50

00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60mmHg～約120mmHgに保つ。

【図面の簡単な説明】

【0049】

10

【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。

20

【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。

30

【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】

【0050】

40

10 システム

30 液体管路

40 重力容器

80 シース

90 スコープハウジング

100 子宮鏡

102 遠位部

105 流出ポート

108 開口部

110 流入ポート

112 穴

120 管

50

1 2 2	流路	
1 2 4	細長部材	
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	10
1 5 3	ハンドル	
1 5 4	本体	
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	20
1 6 7	入口	
1 6 8	ブラインドボア	
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	30
2 0 6	開口部	
2 2 0	作業端	
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	40
8 2 0	遠位先端部	
8 3 0	ピン	
8 4 0	近位ハンドル	
9 0 0	子宮	

【図1】

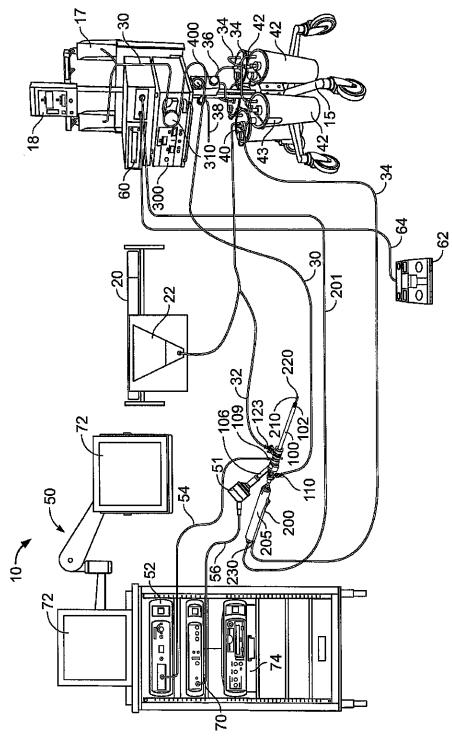


FIG. 1

【図2A】

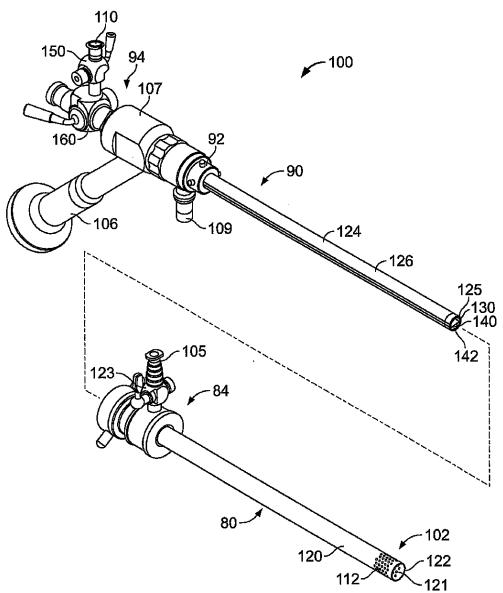


FIG. 2A

【図2B】

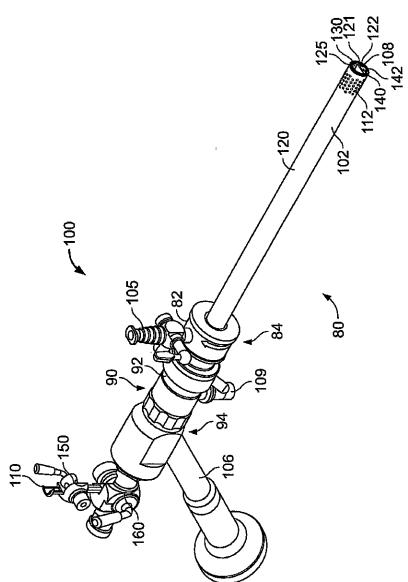


FIG. 2B

【図3A】

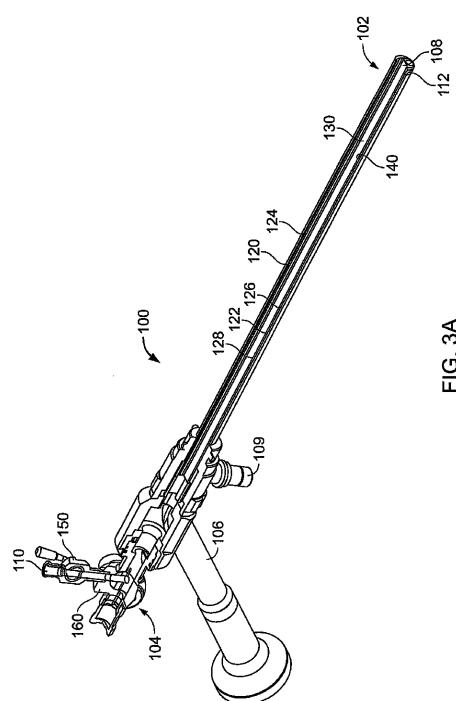


FIG. 3A

【図 3B】

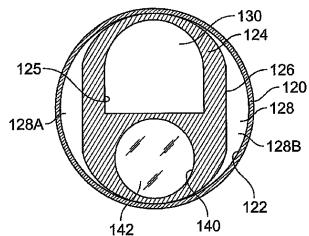


FIG. 3B

【図 4】

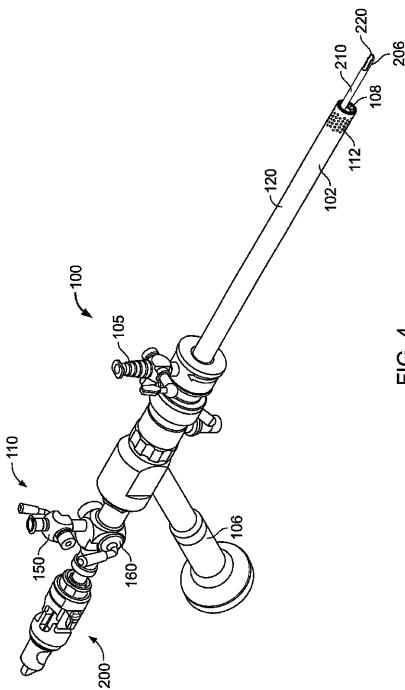


FIG. 4

【図 5】

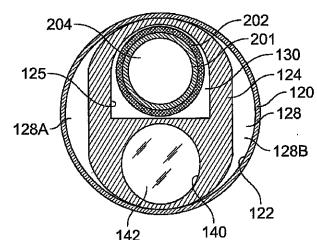


FIG. 5

【図 6A】

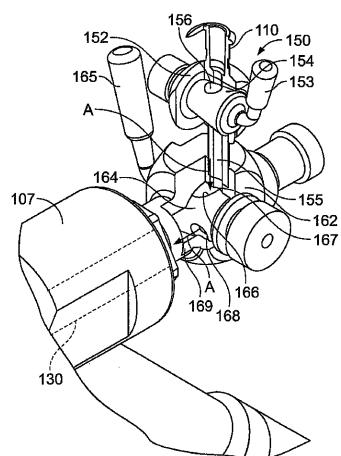


FIG. 6A

【図 6 B】

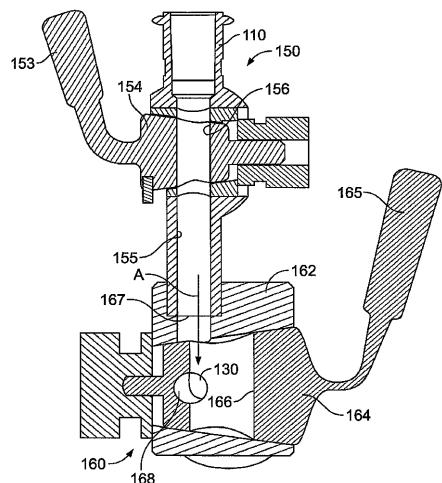


FIG. 6B

【図 7 A】

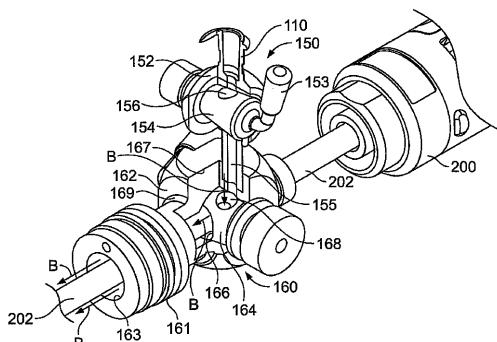


FIG. 7A

【図 7 B】

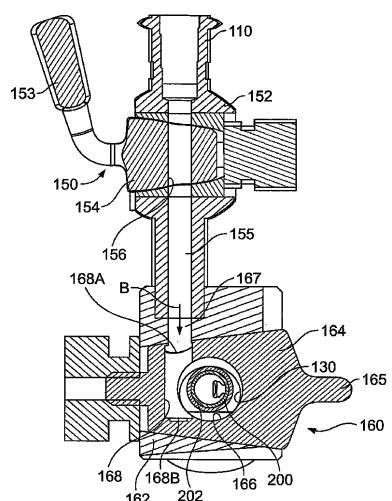


FIG. 7B

【図 8 A】

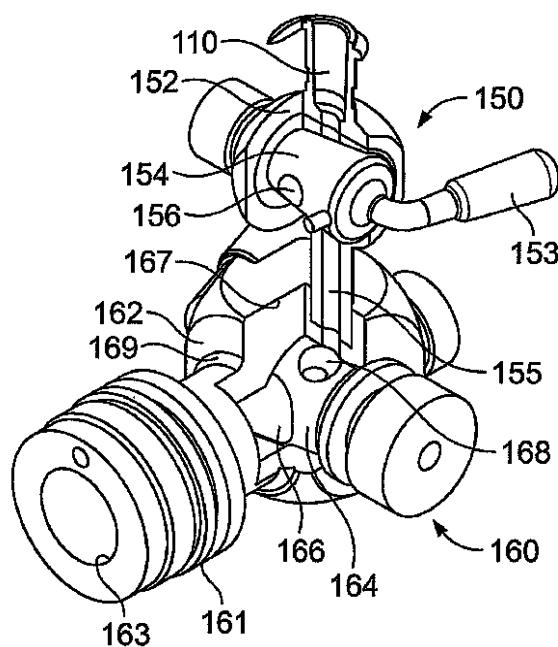


FIG. 8A

【図 8B】

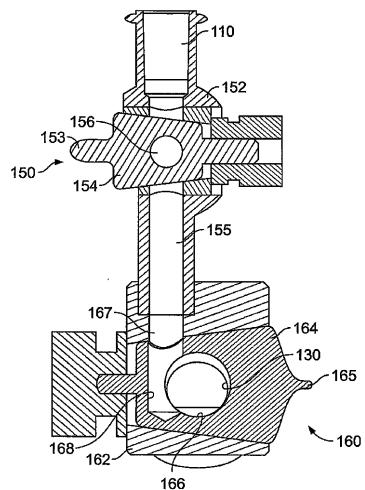


FIG. 8B

【図 9】

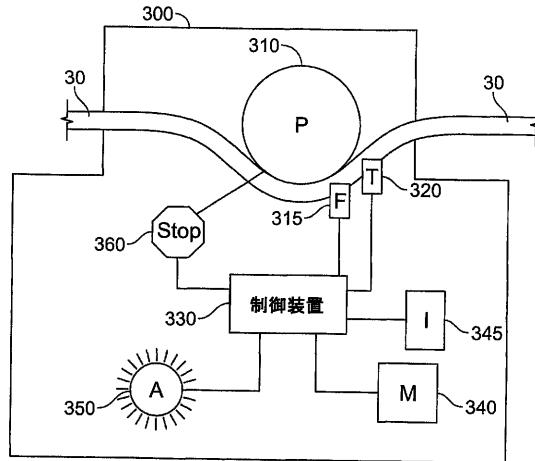


FIG. 9

【図 10】

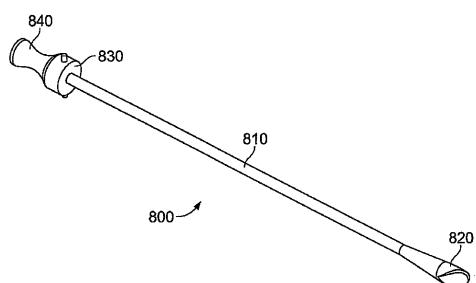


FIG. 10

【図 11】

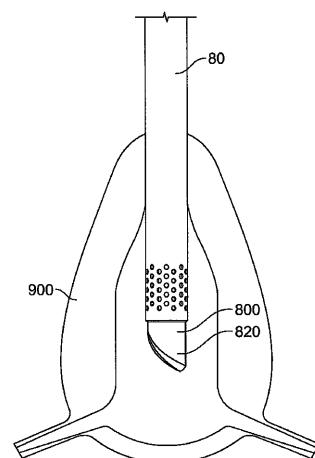


FIG. 11

【図 1 2】

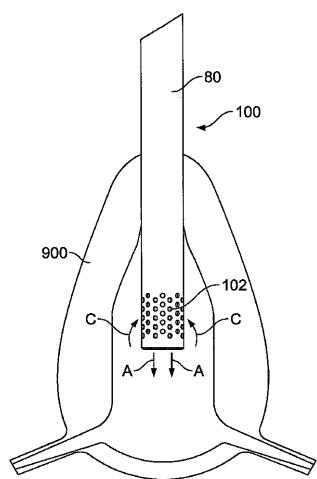


FIG. 12

【図 1 3】

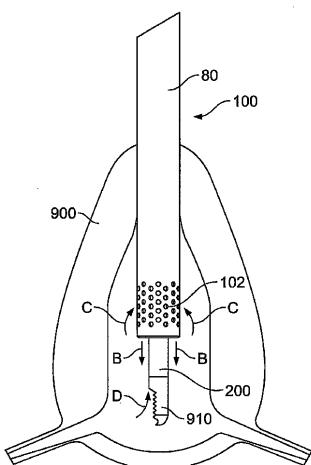


FIG. 13

【図 1 4】

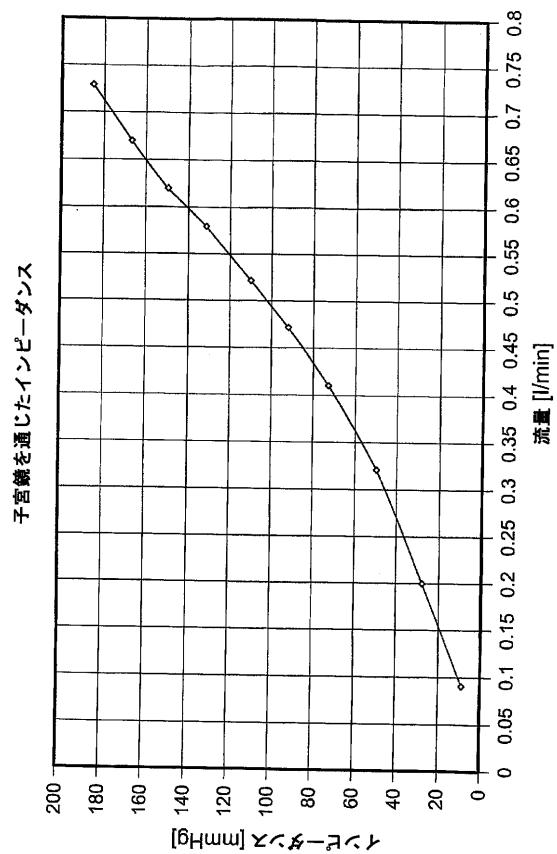


FIG. 14

**【手続補正書】**

【提出日】平成19年5月14日(2007.5.14)

**【手続補正1】**

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

**【補正の内容】**

【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つて(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、本発明の位置実施態様では、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、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。

**【 0 0 1 3 】**

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。

**【 0 0 1 4 】**

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。

**【 0 0 1 5 】**

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の閉端部を有した第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。

**【 0 0 1 6 】**

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。

**【 0 0 1 7 】**

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0.7L/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。

**【 0 0 1 8 】**

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0.7L/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0.1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。

#### 【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。

#### 【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。

#### 【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 60 mmHg～約 120 mmHg の間で略一定に維持するステップとを含んでいる。

#### 【0024】

本発明の他の実施態様によると、システムは、内視鏡自身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から明らかである。

#### 【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 1

02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。

#### 【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。

#### 【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）に接続された真空調節器400も含んでいる。

#### 【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。

#### 【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】

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（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（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 128 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。

#### 【0035】

図 4 及び図 5 を参照すると、切除器 200 は、固定された細長外管 202、及び作業端 220 に結合され（図示しない）、回転可能な内管 201 を含んでいる。流入路 130 は

切除器 200 を受容している。流入路 130 の断面において、流入路 130 は切除器 200 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 125 と細長管 202 との間に配置され、切除器 200 によって遮断されていない流入路 130 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 200 の内管 201 は、切除器 200 の作業端 220 に開口部 206 を有した吸入路 204 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 205 (図 1 を参照) の吸入ポート 230 と流通している。液体は、液体が受動流出路 128 及び流入路 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吸入路 204 を通じて吸入される。

#### 【0036】

図 5 を参照すると、受動流出路 128、流入路 130、及び吸入路 204 は、受動流出路 128 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 204 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 300 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 200 によって部分的に遮断されていない流入路 130 は約 0.068 平方センチメートル (0.0106 平方インチ) の断面積を有している。受動流出路 128 は、約 0.1 平方センチメートル (0.0166 平方インチ) の断面積を有し、吸入路 204 は、約 0.055 平方センチメートル (0.0085 平方インチ) の断面積を有している。流出路 128 を通じた液体の流出及び吸入路 204 を通じた液体の吸入が、液体の流出と同じ流量で流入路 130 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 300 の能力を超えない限り、流入路 130、受動流出路 128、及び吸入路 204 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。

#### 【0037】

液体管理制御ユニット 300 は、切除器 200 がスコープハウジング 90 内に位置決めされるか否かに関係なく、流入路 130 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 90 の二次バルブ 160 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 14 は、切除器 200 がスコープハウジング 90 内に位置決めされているか否かに関係ない、子宮鏡 100 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 160 は、切除器 200 がスコープハウジング 90 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 100 と流入路 130 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。

#### 【0038】

図 6A 及び図 6B を参照すると、二次バルブ 160 は、ハウジング 162 と、ハウジング 162 内で回動可能な本体 164 とを有している。ハウジング 162 は、流入ポート 110 と共に位置合せされた入口 167 と、流入路 130 と共に位置合せされた出口 169 とを含んでいる。本体 164 は、スルーボア (throughbore) 166 と、開端部 168A 及び閉端部 168B 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) 168 とを形成している。ブラインドボア 168 は、スルーボア 166 に対して略直角にスルーボア 166 を横断し、中間路 155 の直径と略同一の直径を有している。

#### 【0039】

本体 164 はハンドル 165 に取り付けられている。該ハンドルによって、本体 164 は、第 1 の液体の流路 A を形成する第 1 の位置 (図 6A 及び図 6B を参照) と第 2 の液体の流路 B を形成する第 2 の位置 (図 7A 及び図 7B を参照) との間で移動可能とされる。二次バルブ 160 が第 1 の位置に位置している場合には、ブラインドボア 168 は出口 169 と共に位置合せされ、スルーボア 166 は本体 164 が入口 167 を部分的に遮断するように入口 167 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 164 が部分的に入口 167 を遮断することによって阻害される。

#### 【0040】

図 7A 及び図 7B を参照すると、二次バルブ 160 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 160 を通じて流路 B に沿って流れるように、ブラインドボア 168 は入口 167 と共に位置合せされ、スルーボア 166 は出口 169 と共に位置合せされている。利用の際に、切除器 200 は、切除器 200 自体が子宮鏡 100 の流入路 130 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 160 と共に二次バルブ 160 のスルーボア 166 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 200 が部分的にスルーボア 166 及び流入路 130 を遮断することによって阻害される。切除器 200 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 164 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 160 は、切除器 200 が子宮鏡 100 を通じて受容されるか否かに關係なく、流入路 130 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。

#### 【0041】

図 8A 及び図 8B を参照すると、一次バルブ 150 は、液体が流入ポート 110 から二次バルブ 160 を通じて流入路 130 内部に流れのようなオンオフ制御を提供するために、流入ポート 110 と二次バルブ 160との間に位置決めされている。一次バルブ 150 は、ハウジング 152 と、ハウジング 152 内部で回動可能でスルーボア 156 を形成する本体 154 とを含んでいる。本体 154 は、スルーボア 156 が液体を流入路 130 に流すために流入ポート 110 と共に位置合せされている完全に開口された位置（図 6A 及び図 6B を参照）と流入路 130 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 8A 及び図 8B を参照）との間で本体 154 自体を移動させるために、ハンドル 153 に接続されている。一次バルブ 150 及び二次バルブ 160 は、流入路 130 と共に位置合せされたボア 163 を有するネジ部 161 によって、取り外し可能に子宮鏡 100 の近位端 107 に接続されている。

#### 【0042】

液体管理制御ユニット 300 は、流入路 130 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 128 を通じて器官の外部へ流出する液体の流れと吸入路 204 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 300 は、液体バッグ 17 から子宮鏡 100 の流入ポート 110 に液体を輸送する流体管路 30 を蠕動（run）する蠕動ポンプ 310 を含んでいる。ポンプ 310 は、子宮鏡 100 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 30 に沿って液体を送り出す。

#### 【0043】

液体管理制御ユニット 300 は、ポンプ 310 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 315（例えばローラヘッド、ターピンや超音波センサ）を含んでいる。液体管理制御ユニット 300 は、液体がポンプ 310 を通過した後に液体管路 30 の液圧を感知する圧力センサ 320（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 300 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 345 と、子宮鏡 100 及び切除器 200 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 340 とを含んでいる。

#### 【0044】

流量センサ 315 によって測定された流量、圧力センサ 320 によって測定された圧力、メモリー 340 に格納された情報、及び圧力の目標値 345 に基づいてポンプ 310 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 330、例えばマイクロプロセッサは、圧力センサ 320、ポンプ 310、流量センサ 315、入力部 345、及びメモリー 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 300 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。液体管理体制御ユニット 300 は、例えば約 60 mmHg ~ 約 120 mmHg 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】

液体管理体制御ユニット 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体制御ユニット 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体制御ユニット 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じし、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60mmHg～約120mmHg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

90 スコープハウジング

100 子宮鏡

102 遠位部

105 流出ポート

108 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  
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  
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  
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  
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  
8 4 0 近位ハンドル  
9 0 0 子宮

## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/US2005/029807

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B1/015		
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) A61B A61M		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 585 708 B1 (MAASKAMP ARMAND) 1 July 2003 (2003-07-01) figures 1-5 paragraphs [0002] - [0013] paragraph [0034]	1
Y		4
X	US 5 158 553 A (BERRY ET AL) 27 October 1992 (1992-10-27) figures 1-6 column 1, line 26 - line 50 column 3, line 1 - column 4, line 37 column 5, line 19 - line 29	1-3, 5-8, 17-24 4, 19-24
Y		-/-
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
Special categories of cited documents :		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		
"E" earlier document but published on or after the international filing date		
"L" document which may throw doubts on priority, claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)		
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention		
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone		
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.		
"&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
21 December 2005	13.06.2005	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer  Birkenmaier, T	

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.  
PCT/US2005/029807...

**Box II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.: 13-16, 25, 37-39 because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery
2.  Claims Nos.: because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
3.  Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

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

**see additional sheet**

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

1-8,17-24

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.  
 No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ US2005/ 029807

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-8, 17-24

Structural details of a valve in/or for an endoscope.

---

2. claims: 9-12, 26-36, 40-43

Features defining a pump and a source of suction for an endoscope.

---

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No PCT/US2005/029807
---

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT
--

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 2003, no. 12, 5 December 2003 (2003-12-05) & JP 2003 245247 A (PENTAX CORP), 2 September 2003 (2003-09-02) abstract -----	1-3
Y	US 6 149 633 A (MAASKAMP ET AL) 21 November 2000 (2000-11-21) column 5, lines 18-33; figures 4,5a-f -----	19-24
A	US 6 358 200 B1 (GROSSI BENEDETTO) 19 March 2002 (2002-03-19) the whole document -----	1-8, 17-24

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No
PCT/US2005/029807

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
US 6585708	B1	01-07-2003	US	6149633 A		21-11-2000
US 5158553	A	27-10-1992	AT AU DE DE EP JP WO	177652 T 9168091 A 69131018 D1 69131018 T2 0664578 A1 6505649 T 9211880 A1		15-04-1999 17-08-1992 22-04-1999 16-09-1999 13-10-1993 30-06-1994 23-07-1992
JP 2003245247	A	02-09-2003	NONE			
US 6149633	A	21-11-2000	US	6585708 B1		01-07-2003
US 6358200	B1	19-03-2002	NONE			

---

フロントページの続き

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

(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  
ー・G 5

(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・クラウス

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

Fターム(参考) 4C060 AA10 MM24

4C061 GG22 HH09

4C167 AA04 AA80 BB09 CC25 EE07 FF01 HH08

专利名称(译)	组织消融系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2008511397A</a>	公开(公告)日	2008-04-17
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		
[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 A61F2/82 A61B1/00		
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 A61M29/00 A61B1/00.334.Z		
F-Term分类号	4C060/AA10 4C060/MM24 4C061/GG22 4C061/HH09 4C167/AA04 4C167/AA80 4C167/BB09 4C167/CC25 4C167/EE07 4C167/FF01 4C167/HH08		
代理人(译)	渡边 隆 村山彦		
优先权	10/927244 2004-08-27 US		
其他公开文献	JP5058803B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 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成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。

