

**【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。

**【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。

**【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。

**【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、  
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てい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。

10

20

30

40

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 60 mmHg ~ 約 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 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。

**【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を特徴とする請求項 1 ~ 11 のいずれか一項に記載のシステム。

**【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、

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。

**【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

10

20

30

40

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、

30

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。

【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  $0.7 \text{ L/min}$  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 1 ~ 4 のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項 27】

最大  $0.7 \text{ L/min}$  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 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 2 6～3 0 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 2 6～3 1 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 3 3 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 3 3 又は 3 4 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されていることを特徴とする請求項 3 3～3 5 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と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 3 7 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 40】

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 41】

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 40 に記載のシステム。

10

【請求項 42】

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 41 に記載のシステム。

【請求項 43】

前記閾値は、約 200 mmHg であることを特徴とする請求項 42 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】

20

【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。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

30

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】

【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

20

30

40

50

#### 【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。

#### 【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 60 mmHg～約 120 mmHg 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。

#### 【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。

#### 【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と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。

【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。

【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。

【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。

【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  $0.7 \text{ L/min}$  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。

【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  $0.7 \text{ L/min}$  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  $0.1$  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。

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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。

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

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。

【 0 0 2 2 】

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 6 0 m m H g ~ 約 1 2 0 m m H g の間で略一定に維持するステップとを含んでいる。

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

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 】

【 0 0 2 5 】

図 1 を参照すると、組織切除システム 1 0 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 2 0 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 0 2 を有した内視鏡（例えば子宮鏡 1 0 0 ）を含んでいる。組織切除システム 1 0 は、子宮鏡 1 0 0 に液体を供給する流入管 3 0 によって子宮鏡 1 0 0 に接続されている液体バッグ（fluid bag）1 7 を備えたカートを含んでいる。流入管 3 0 は、カート 1 5 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。

10

20

30

40

50

#### 【0032】

図 3 A 及び図 3 B 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 128 A 及び右部分 128 B 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 3 B 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  $0.7 \text{ L/min}$  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 128 A 及び右部分 128 B 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 것도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。

【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 6 A 及び図 6 B 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 168 A 及び閉端部 168 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) 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 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 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 7 A 及び図 7 B 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 1 6 0 と共に二次バルブ 1 6 0 のスルーポア 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 が部分的にスルーポア 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。

#### 【0040】

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 内部で回動可能でスルーポア 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、スルーポア 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ポア 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。

10

20

#### 【0041】

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、流体管路 3 0 に沿って液体を送り出す。

#### 【0042】

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 を通過した後に流体管路 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。

30

#### 【0043】

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 3 4 0 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 3 3 0 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 3 4 0 に格納された情報に従って、様々な流量での子宮鏡 1 0 0 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 3 3 0 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 3 1 0 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大きい場合には、その後、制御装置 3 3 0 はポンプ 3 1 0 の出力を大きくする。圧力の目標値が実際の圧力より小さい場合には、その後、制御装置 3 3 0 はポンプ 3 1 0 の出力を小さくする。

40

50

## 【 0 0 4 4 】

流入路 1 3 0、受動流出路 1 2 8、及び吸入路 2 0 4 の大きさ及び構成は、制御装置 3 3 0 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 1 6 0 は、切除器 2 0 0 が子宮鏡 1 0 0 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 3 3 0 は切除器 2 0 0 が子宮鏡 1 0 0 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 3 0 0 は、例えば約 6 0 m m H g ~ 約 1 2 0 m m H g 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。

## 【 0 0 4 5 】

液体管理制御ユニット 3 0 0 は、正確な組み合わせの子宮鏡及び切除器 2 0 0 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 3 0 0 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 3 4 0 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 3 3 0 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 3 2 0 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 3 3 0 は、制御装置 3 3 0 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 3 1 0 を停止させるために開閉回路 3 6 0 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 3 3 0 は開閉回路 3 6 0 をオーバーライドして、上述のようにポンプ 3 1 0 は子宮鏡 1 0 0 に液体を送り出す。一方、制御装置 3 3 0 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 3 3 0 は開閉回路 3 6 0 を作動させポンプ 3 1 0 を停止させる。制御装置 3 3 0 は、ポンプ 3 1 0 が停止した場合に作動する警報手段 3 5 0（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 3 3 0 は、子宮鏡 1 0 0 及び切除器 2 0 0 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。

## 【 0 0 4 6 】

利用の際に、ユーザは、図 1 に表わすように切除システム 1 0 の構成要素を組み立てることができる。図 7 A 及び図 7 B に表わすように、ユーザは、一次バルブ 1 5 0 を開いた位置に位置決めし、二次バルブ 1 6 0 を第 2 の位置に位置決めする。ユーザは、図 9 に開する上述の説明のように液体管理制御ユニット 3 0 0 を動作させることによって、子宮鏡 1 0 0 及び切除器 2 0 0 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 1 0 0 及び切除器 2 0 0 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 8 A 及び図 8 B に表わすように子宮鏡 1 0 0 から切除器 2 0 0 を取り外し、一次バルブ 1 5 0 を閉じ、二次バルブ 1 6 0 を第 1 の位置に移動させる。

## 【 0 0 4 7 】

図 1 0 を参照すると、子宮内部のポジションシース 8 0 に対して、システム 1 0 は、スコープハウジング 9 0 がシース 8 0 から取り外された場合にシース 8 0 を通じて挿入可能な栓子 8 0 0 を含んでいる。栓子 8 0 0 は、軸 8 1 0、尖った遠位先端部 8 2 0、及び近位ハンドル 8 4 0 を含んでいる。シース 8 0 の略 J 字状のスロット（図示しない）に嵌合したピン 8 3 0 は、取り外し可能に栓子 8 0 0 をシース 8 0 にロックするためにハンドル 8 4 0 と軸 8 1 0 との間に配置されている。

## 【 0 0 4 8 】

図 1 1 を参照すると、遠位先端部 8 2 0 がシース 8 0 の遠位部 1 0 2 を越えて延在するように栓子 8 0 0 がシース 8 0 内部に受容された状態で、ユーザは栓子 8 0 0 及びシース 8 0 を子宮 9 0 0 内部に挿入する。図 1 2 を参照すると、ユーザはシース 8 0 から栓子 8

10

20

30

40

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】

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

40

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 3 B 】

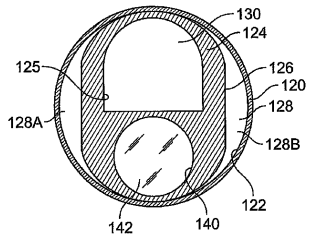


FIG. 3B

【 図 4 】

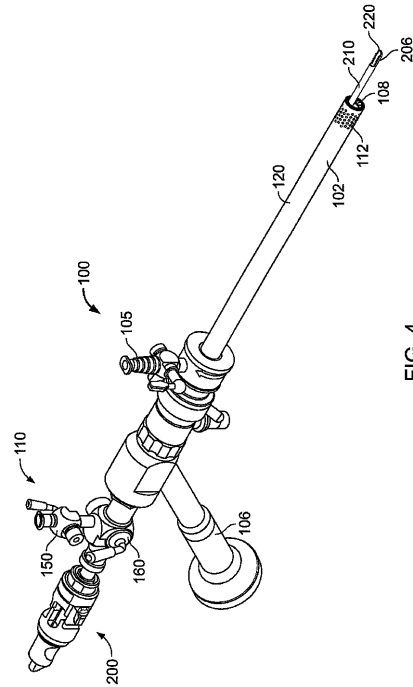


FIG. 4

【 図 5 】

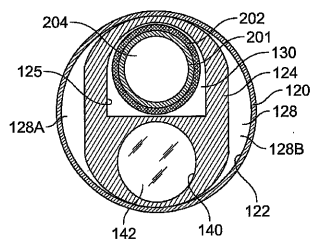


FIG. 5

【 図 6 A 】

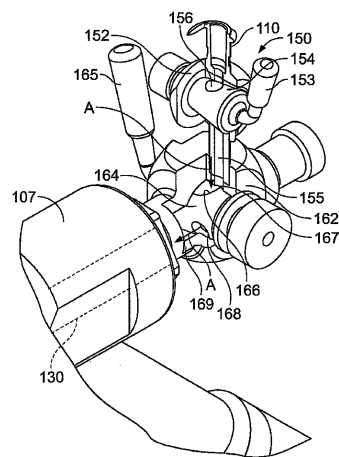


FIG. 6A

【図 6 B】

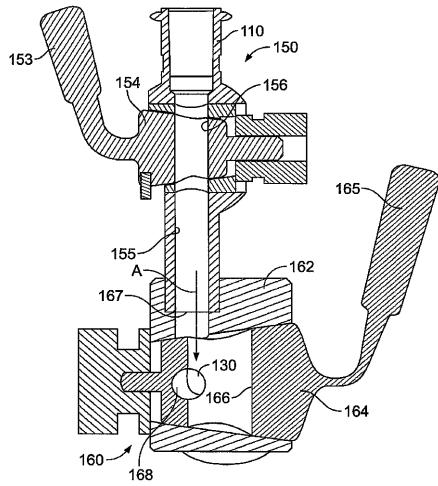


FIG. 6B

【図 7 A】

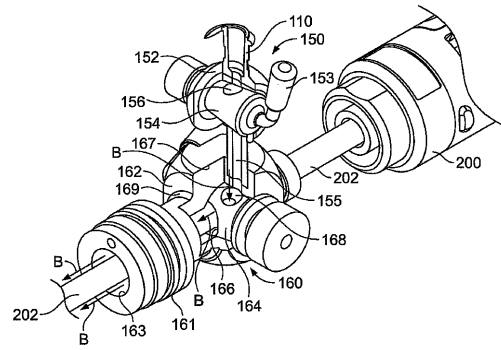


FIG. 7A

【図 7 B】

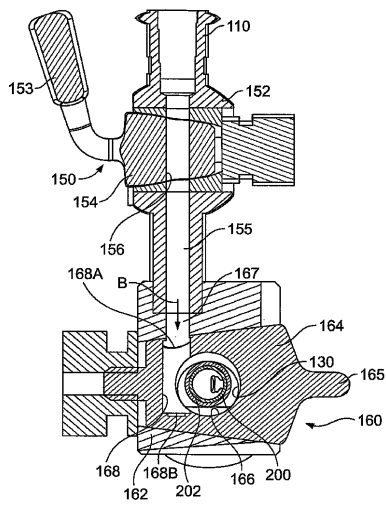


FIG. 7B

【図 8 A】

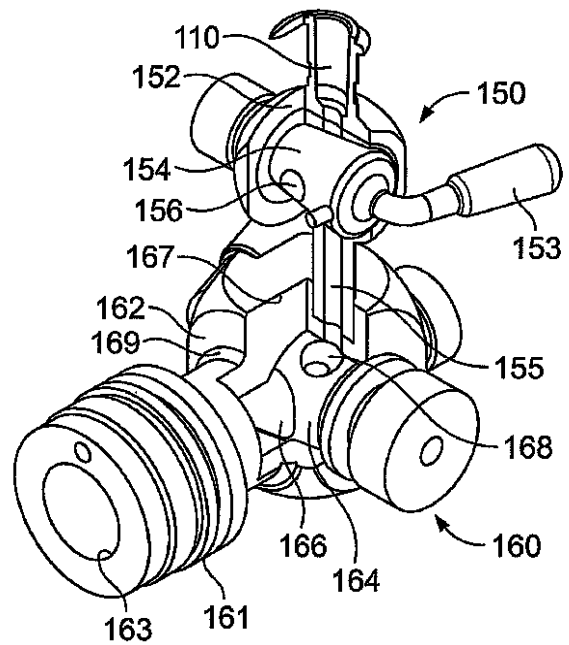


FIG. 8A

【 図 8 B 】

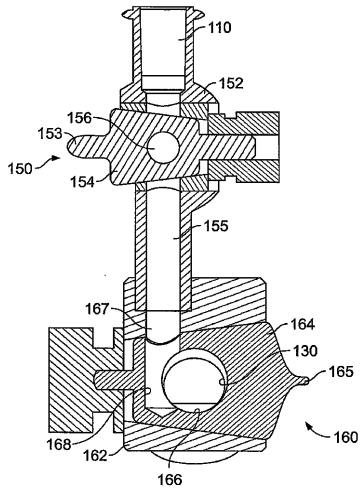


FIG. 8B

【 図 9 】

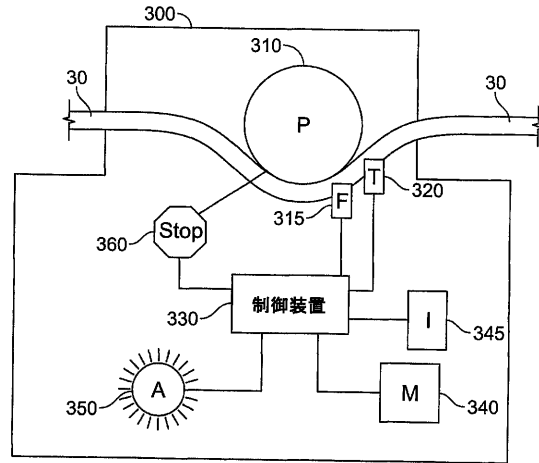


FIG. 9

【 図 1 0 】

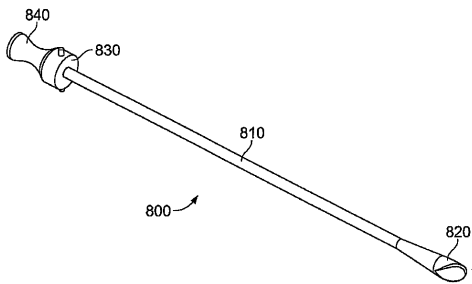


FIG. 10

【 図 1 1 】

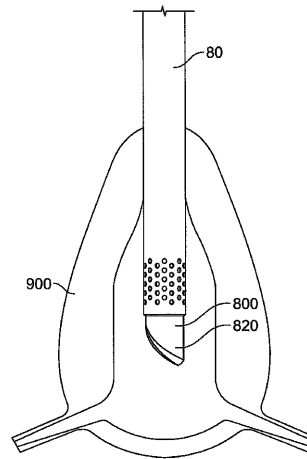


FIG. 11

【図 1 2】

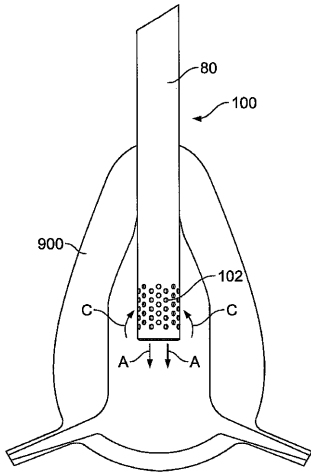


FIG. 12

【図 1 3】

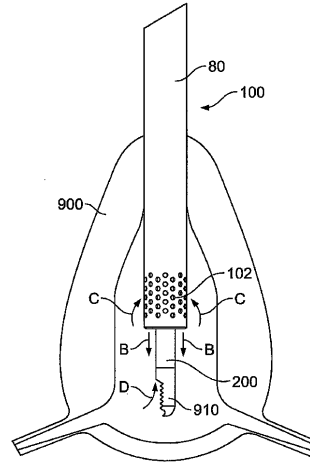


FIG. 13

【図 1 4】

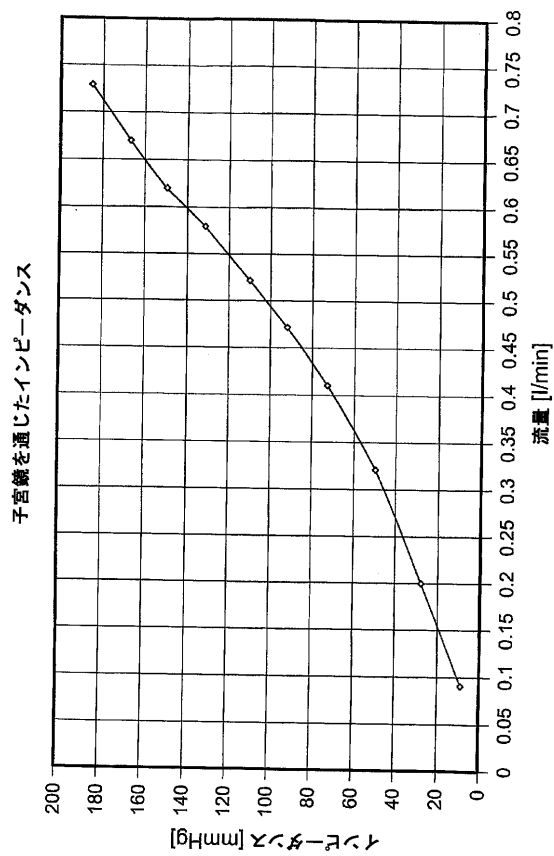


FIG. 14

## 【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の器具の流体の流路は、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。

## 【 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。

## 【 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0.7 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。

## 【 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0.7 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0.1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 1 2 1 から流出ポート 1 0 5 に至らせるために、流出ポート 1 0 5 と流路 1 2 1 との間に位置決めされている。

#### 【 0 0 3 2 】

子宮鏡 1 0 0 は、取り外し可能に管 1 2 0 内に受容可能な細長部材 1 2 4 を有したスコープハウジング 9 0 も含んでいる。細長部材 1 2 4 は、外壁 1 2 6 及び内壁 1 2 5 を有している。内壁 1 2 5 は流入路 1 3 0 を形成している。スコープハウジング 9 0 の近位部 9 4 は、以下に説明するように、流入チャンネル 1 3 0 に流通している流入ポート 1 1 0、一次バルブ 1 5 0、及び二次バルブ 1 6 0 を含んでいる。細長部材 1 2 4 は、光学レンズ 1 4 2 を収容するレンズ光路 1 4 0 ( lens channel ) も含んでいる。スコープハウジング 9 0 は、光ファイバ線 ( 図示しない ) によって光学レンズ 1 4 2 に結合されたカメラポート 1 0 6 及び光ポート 1 0 9 を含む近位部 9 4 を有している。光は、光ポート 1 0 9 から子宮鏡 1 0 0 の遠位端 1 0 2 に進行し、遠位端 1 0 2 近傍の物体を照射する。前記物体の映像は光学レンズ 1 4 2 によって受容され、カメラポート 1 0 6 を通じてカメラ ( 図 1 ) に進行するので、ユーザは子宮鏡 1 0 0 を通じて器官を目視することができる。レンズ光路 1 4 0 は流入路 1 3 0 近傍に位置決めされ、光学レンズ 1 4 2 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 9 0 の近位部 9 4 は、細長部材 1 2 4 が管 1 2 0 内に受容された際にシース 8 0 にスコープハウジング 9 0 を取り外し可能にロックするために、シース 8 0 の略 J 字状スロット ( 図示しない ) に受容可能なピン 9 2 も含んでいる。

#### 【 0 0 3 3 】

図 3 A 及び図 3 B を参照すると、細長部材 1 2 4 が管 1 2 0 内に受容された場合に、管 1 2 0 の内壁 1 2 2 及び細長部材 1 2 4 の外壁 1 2 6 が、内壁 1 2 2 と外壁 1 2 6 との間に受動流出路 1 2 8 を形成している。受動流出路 1 2 8 は、流出ポート 1 0 5 に再接続されている左部分 1 2 8 A 及び右部分 1 2 8 B に分割されている。受動流出路 1 2 8 は、液体が流出ポート 1 0 5 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 1 2 0 の遠位端 1 0 2 の穴 1 1 2 と流通している。受動流出路 1 2 8 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 1 2 4 の内壁 1 2 5 は、器官に液体を流すために子宮鏡 1 0 0 の遠位端 1 0 2 の開口部 1 0 8 と流通した流入路 1 3 0 を形成している。液体は、液体が流入路 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受動流出路 1 2 8 を通じて流れる。

#### 【 0 0 3 4 】

図 3 B を参照すると、流入路 1 3 0 及び受動流出路 1 2 8 は、以下に説明するように、最大流入率  $0.7 \text{ L/min}$  を有する液体管理制御ユニット 3 0 0 が膨張性を有する器官内部に流入路 1 3 0 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 1 2 8 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 1 3 0 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 1 2 8 の左部分 1 2 8 A 及び右部分 1 2 8 B 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 1 2 8 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 1 3 0 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 3 0 0 の能力を超えない限り、流入路 1 3 0 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 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 6 A 及び図 6 B 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 内で回転可能な本体 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 168 A 及び閉端部 168 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) 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 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 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 7 A 及び図 7 B 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関係なく、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 8 A 及び図 8 B 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 内部で回転可能でスルーボア 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 6 A 及び図 6 B 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 8 A 及び図 8 B 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、流体管路 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 300 は、液体がポンプ 310 を通過した後に流体管路 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 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 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 1 1 を参照すると、遠位先端部 8 2 0 がシース 8 0 の遠位部 1 0 2 を越えて延在するように栓子 8 0 0 がシース 8 0 内部に受容された状態で、ユーザは栓子 8 0 0 及びシース 8 0 を子宮 9 0 0 内部に挿入する。図 1 2 を参照すると、ユーザはシース 8 0 から栓子 8 0 0 を取り外し、シース 8 0 を通じて子宮 9 0 0 内部にスコープハウジング 9 0 を挿入する。その後、図 6 A 及び図 6 B に表わすように、ユーザは二次バルブ 1 6 0 を第 1 の位置にした状態で一次バルブ 1 5 0 を開き、液体管理制御ユニット 3 0 0 を動作させ、第 1 のインピーダンスで子宮鏡 1 0 0 の流入路 1 3 0 を通じて流路 A に沿って子宮 9 0 0 内部に液体を送り出すことによって、図 1 2 に表わすように子宮 9 0 0 を膨張させる。同時に、ユーザは、子宮 9 0 0 の外側から子宮鏡 1 0 0 の穴 1 1 2 及び流路 1 2 2 を介して流路 C に沿って重力容器 4 0 に液体を流すことによって、子宮 9 0 0 内部の圧力を約 6 0 mm Hg ~ 約 1 2 0 mm Hg に保つ。

【図面の簡単な説明】

【0 0 5 0】

【図 1】切除システムの概略図である。

【図 2 A】図 1 のシステムの子宮鏡の分解斜視図である。

【図 2 B】組み立てられた図 2 A の子宮鏡の縦断面図である。

【図 3 A】図 2 B の子宮鏡の縦断面図である。

【図 3 B】断面 3 B - 3 B で長手軸に沿って切断した図 2 B 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 2 B 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 6 A】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 6 B】断面 6 B - 6 B で切断した図 6 A の一次バルブ及び二次バルブの断面図である。

。

【図 7 A】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 2 B 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 7 B】断面 7 B - 7 B で切断した図 7 A の一次バルブ及び二次バルブの断面図である。

。

【図 8 A】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 2 B 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 8 B】断面 8 B - 8 B で切断した図 8 A 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 1 0】図 2 A 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 1 1】使用時の栓子、子宮鏡、及び切除器を表わす。

【図 1 2】使用時の栓子、子宮鏡、及び切除器を表わす。

【図 1 3】使用時の栓子、子宮鏡、及び切除器を表わす。

【図 1 4】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】

【0 0 5 1】

1 0 システム

3 0 液体管路

4 0 重力容器

8 0 シース

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
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)	1
Y	figures 1-5 paragraphs [0002] - [0013] paragraph [0034]	4
X	US 5 158 553 A (BERRY ET AL) 27 October 1992 (1992-10-27)	1-3, 5-8, 17-24
Y	figures 1-6 column 1, line 26 - line 50 column 3, line 1 - column 4, line 37 column 5, line 19 - line 29 ----- -/--	4, 19-24
<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  21 December 2005		Date of mailing of the international search report  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 177652 T	15-04-1999
		AU 9168091 A	17-08-1992
		DE 69131018 D1	22-04-1999
		DE 69131018 T2	16-09-1999
		EP 0564578 A1	13-10-1993
		JP 6505649 T	30-06-1994
		WO 9211880 A1	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, LS, 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・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。

