

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013年10月24日(24.10.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/157571 A1

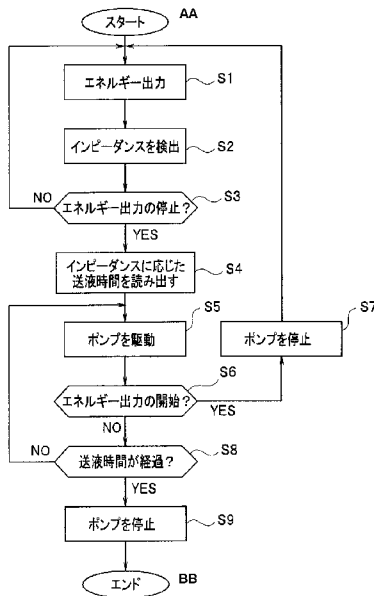
- (51) 国際特許分類:
A61B 18/00 (2006.01) A61B 18/12 (2006.01) 株式会社内 Tokyo (JP). 八田 信二 (HATTA Shinji).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/061382 (74) 代理人: 伊藤 進 (ITO H Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目4番4号 武蔵ビル Tokyo (JP).
- (22) 国際出願日: 2013年4月17日(17.04.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語 (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (26) 国際公開の言語: 日本語 (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ
- (30) 優先権データ:
61/636285 2012年4月20日(20.04.2012) US
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (71) 出願人 (米国についてのみ): 佐内 秀男 (SANAI Hideo) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ

[続葉有]

(54) Title: SURGICAL DEVICE

(54) 発明の名称: 手術装置

[図4]



- S1 Energy output
- S2 Detect impedance
- S3 Stoppage of energy output?
- S4 Retrieve fluid-conveying interval according to impedance
- S5 Drive pump
- S6 Energy output started?
- S7, S9 Stop pump
- S8 Has fluid-conveying interval elapsed?
- AA Start
- BB End

(57) Abstract: A surgical device (1) has: a treatment unit (31) for treating a biological tissue; an ultrasound output unit (43) and a high-frequency output unit (44) which generate energy for imparting ultrasonic vibrations or a high-frequency current to the treatment unit (31); a fluid-conveying tube (25) and a tube (21b) for conveying a fluid; an opening (21a) for conveying the fluid from the fluid-conveying tube (25) and the tube (21b) to between the biological tissue and the treatment unit (31), and positioned in the treatment unit (31); a pump (47) for supplying the fluid to the fluid-conveying tube (25) and the tube (21b); and a CPU (41). The CPU (41) controls the pump (47) in conjunction with the stoppage of the output of energy from the ultrasound output unit (43) and the high-frequency output unit (44), and in a manner such that after the stoppage of the output of the energy, the supply of the fluid from the pump (47) is conducted only in a prescribed amount or for a prescribed interval of time.

(57) 要約: 手術装置1は、生体組織を処置するための処置部31と、前記処置部31に超音波振動又は高周波電流を与えるためのエネルギーを発生する超音波出力部43及び高周波出力部44と、液体を送出するための送液チューブ25及びチューブ21bと、前記処置部31に設けられ、前記送液チューブ25及びチューブ21bからの前記液体を前記生体組織と前記処置部31の間に送出するための開口部21aと、前記送液チューブ25及びチューブ21bに前記液体を供給するためのポンプ47と、CPU41を有する。CPU41は、前記超音波出力部43及び高周波出力部44からの前記エネルギーの出力停止に連動して、前記エネルギーの出力停止後、所定の時間若しくは所定の量だけ、前記ポンプ47からの前記液体の供給を行うように、前記ポンプ47を制御する。

WO 2013/157571 A1

(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：手術装置

技術分野

[0001] 本発明は、手術装置に関し、特に、超音波振動出力及び高周波電流出力の少なくとも一方を出力可能な手術装置に関する。

背景技術

[0002] 外科用処置具は、手術において、生体組織の凝固、切開等の処置を行うために用いられている。外科用処置具には、生体組織を挟持して処置するタイプのもの（いわゆるシザース形状タイプ）がある。また、外科用処置具には、例えば、超音波振動出力が可能な超音波処置具と、高周波電流出力が可能な高周波処置具、さらに近年は、超音波振動出力と高周波電流出力の同時出力が可能なエネルギー処置具も知られている。

[0003] シザース形状タイプの超音波処置具では、一方の部材が超音波振動し、他方のジョー部材は、挟持のために一方の部材に対して開閉される。また、シザース形状タイプの高周波処置具では、2つの部材を用いて高周波電流のバイポーラ出力がなされる。

[0004] このような処置具は、例えば、血管のシール及び切断処置に用いられる。術者は、シザース形状の挟持部を閉じて血管を挟持し、フットスイッチなどの所定のスイッチをオンして、血管の挟持した部分を加熱して水分を蒸散させることにより、生体組織を凝固あるいは切開して、血管をシールあるいは切断することができる。術者は、シザース形状の挟持部を開いて、血管のシール状態を見て処置状態を確認することができ、血管が挟持部から離れることによって、血管の切断を確認することができる。

[0005] 例えば、米国特許公開公報US2010/085196A1号明細書、米国特許公開公報US2003/0040672A1号明細書及び米国特許公開公報US2010/0324458A1号明細書には、高周波出力による処置を行う手術装置が開示されている。

[0006] しかし、このようなエネルギー処置具により生体組織の凝固あるいは切開

の処置を行ったときに、挟持した部分の生体組織が処置部に張り付いてしまうことがしばしば発生する。

[0007] 通常は、処置部の2つの挟持部材の表面は撥水コーティングが施されており、生体組織の処置部への張り付きを防止している。しかし、処置を繰り返していると処置部の撥水コーティングが剥がれて、焦げ付き等による汚れが処置部の表面に付着して、生体組織が、処置部へ張り付いてしまう場合がある。

[0008] 生体組織が処置部に張り付いてしまうと、術者は、処置の完了が確認できない。具体的には、生体組織が処置部に張り付いてしまうと、シザー形状の挟持部を開いても、術者は、生体組織の処置状態を見ることができない。また、生体組織が処置部に張り付いてしまうと、切断された血管が挟持部から離れないため、術者は、血管の切断を確認することができない。

[0009] さらに、切開処置が終了しているにも関わらず、生体組織が処置部に張り付いて血管等が処置具から離れないため、術者は切開処置が終了していないと思って出力を継続してしまうこともあり、処置部のパッドの磨耗が進んでしまうという問題もある。

[0010] 上記の3つの米国特許公開公報においては、処置のためのエネルギー出力の終了時に生体組織が処置部への張り付いてしまい、術者が処置の完了を確認できないという課題については、なんら考慮されていない。

本願発明は、以上の問題に鑑みてなされたものであり、超音波振動または高周波電流によるエネルギー出力の終了時に生体組織の処置部への張り付きを防止する手術装置を提供することを目的とする。

発明の開示

課題を解決するための手段

[0011] 本発明の一態様によれば、手術装置は、生体組織を処置するための処置部と、前記処置部に超音波振動又は高周波電流を与えるためのエネルギーを発生するエネルギー発生部と、液体を送出するための送液管路と、前記処置部に設けられ、前記送液管路からの前記液体を前記生体組織と前記処置部の間

に送出するための送液口と、前記送液管路に前記液体を供給するためのポンプと、前記エネルギー発生部からの前記エネルギーの出力停止に連動して、前記エネルギーの出力停止後、所定の時間若しくは所定の量だけ、前記ポンプからの前記液体の供給を行うように、前記ポンプを制御する制御部と、を有する。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]本発明の第1の実施の形態に係る手術装置の構成を説明するための図である。

[図2]本発明の第1の実施の形態に係る、電源ユニット12と送液ユニット13の構成を示すブロック図である。

[図3]本発明の第1の実施の形態に係る、記憶部42に記憶された、インピーダンス検出部45により検出されたインピーダンス z と、送液時間 T_d の関係を示す図である。

[図4]本発明の第1の実施の形態に係る、US出力部43、HF出力部44及びポンプ駆動部46を制御するCPU41の処理の例を示すフローチャートである。

[図5]本発明の第1の実施の形態に係る、超音波振動出力、高周波電流出力、又は超音波振動及び高周波電流の同時出力のための出力信号EOUTと、ポンプ47のポンプ駆動信号POUTのタイミングチャートである。

[図6]本発明の第2の実施の形態に係る手術装置1Aの構成を説明するための図である。

[図7]本発明の第2の実施の形態に係る、US出力部43、HF出力部44及びポンプ駆動部46を制御するCPU41の処理の例を示すフローチャートである。

[図8]本発明の第2の実施の形態に係る、超音波振動出力、高周波電流出力、又は超音波振動及び高周波電流の同時出力のための出力信号EOUTと、ポンプ47のポンプ駆動信号POUTと、開口部21aからの生理食塩水の放出のタイミングチャートである。

発明を実施するための最良の形態

[0013] 以下、本発明を、実施の形態により説明する。

[0014] (第1の実施の形態)

図1は、本発明の第1の実施の形態に係る手術装置の構成を説明するための図である。図1に示すように、手術装置1は、処置具11、電源ユニット12、及び送液ユニット13を含んで構成されている。

[0015] 処置具11は、超音波振動エネルギー及び高周波電流エネルギーの少なくとも一方を出力可能な、シザース形状タイプの外科用処置具である。処置具11は、処置ユニット21、ハンドルユニット22、振動子ユニット23、信号ケーブル24及び送液チューブ25を有して構成されている。

[0016] 処置ユニット21は、生体組織を処置するための処置部31と、細長いシース部32とから構成される。処置部31は、プローブ31aと、ジョー部材である可動部材31bとを有する。シース部32は、筒状部材であり、内部にプローブ31a、可動部材31bの開閉を行うための軸部材等が挿通されている。可動部材31bは、ハンドルユニット22に対する操作による軸部材等の動きに応じて、シース部32の先端に設けられたピン32aを軸中心にして回転可能となっている。よって、プローブ31aの先端部と可動部材31bは、生体組織を挟持する挟持部を構成する。

[0017] さらに、処置ユニット21の先端部には、生理食塩水を送出するための開口部21aが設けられており、開口部21aは、シース部32内に挿通されたチューブ21bに接続されている。ハンドルユニット22内にも挿通されたチューブ21bの基端部は、送液チューブ25と接続され、チューブ21bと、送液チューブ25は連通している。後述するように、送液ユニット13から送出された液体である生理食塩水が、送液チューブ25とチューブ21bとを通り、開口部21aから出射可能に、処置具11は構成されている。よって、送液チューブ25とチューブ21bが、生理食塩水を送出するための送液管路を構成する。

[0018] また、図1の点線の矢印aで示すように、処置部31のプローブ31aと

可動部材 3 1 b の間の挟持部分に向かって、生理食塩水が送出されて滴下できるように、開口部 2 1 a とチューブ 1 2 b は配設されている。よって、開口部 2 1 a は、処置部 3 1 に設けられ、送液管路であるチューブ 2 1 b からの生理食塩水を生体組織と処置部 3 1 の間に送出するための送液口である。

[0019] ハンドルユニット 2 2 は、筒状の胴体部 3 4 の先端側に回転ノブ 3 5 を有する。術者は、回転ノブ 3 5 を胴体部 3 4 の軸周りに回すことによって、処置部 3 1 のプローブ 3 1 a に対する可動部材 3 1 b の軸周りの位置を変えることができる。

[0020] 胴体部 3 4 の基端部には、振動子ユニット 2 3 が装着されている。振動子ユニット 2 3 は、プローブ 3 1 a に接続されている。振動子ユニット 2 3 は、内部に、超音波振動子（図示せず）を有し、プローブ 3 1 a を超音波振動させることができるようになっている。

[0021] 胴体部 3 4 は、ハンドル部 3 6 を有し、ハンドル部 3 6 は、固定ハンドル 3 6 a と可動ハンドル 3 6 b を含む。ハンドル部 3 6 は、生体組織を挟持するための操作ハンドルである。術者は、可動ハンドル 3 6 b を固定ハンドル 3 6 a に対して近づくように、すなわちハンドル部 3 6 を閉じるように操作すると、処置部 3 1 の可動部材 3 1 b がピン 3 2 a の軸周りに回動して、プローブ 3 1 a と可動部材 3 1 b の間に生体組織を挟持することができる。

[0022] さらに、胴体部 3 4 には、出力操作用の複数のスイッチ 3 7 が設けられている。よって、術者は、ハンドル部 3 6 を把持しながら操作して、処置部 3 1 のプローブ 3 1 a の先端部と可動部材 3 1 b によって生体組織を挟持した状態で、スイッチ 3 7 をオン操作することによって、超音波振動出力、高周波電流出力あるいは超音波振動と高周波電流の同時出力による処置を行うことができる。

[0023] 電源ユニット 1 2 は、制御装置であり、後述するように、制御部を含み、術者によるスイッチ 3 7 の操作に応じて、超音波振動出力及び高周波電流出力、及び送液の制御を行う。

送液ユニット 1 3 は、電源ユニット 1 2 と信号ケーブル 1 4 により接続さ

れている。また、送液ユニット13は、送液用の送液チューブ25により処置具11と接続されており、送液ユニット13から処置具11へ生理食塩水を送出可能となっている。ここでは、生理食塩水が送出される例を説明するが、人体に影響のない他の液体を送出するようにしてもよい。

[0024] 図2は、電源ユニット12と送液ユニット13の構成を示すブロック図である。電源ユニット12は、処置具11のエネルギー出力を制御する制御装置である。電源ユニット12は、操作設定部としての操作パネル40、制御部としての中央処理装置（以下、CPUという）41、記憶部42、超音波振動出力のための振動子ユニット23を駆動する駆動信号を出力する超音波出力部（以下、US出力部という）43、高周波電流出力のための高周波電流信号を出力する高周波出力部（以下、HF出力部という）44、及びインピーダンス検出部45を含んでいる。

[0025] CPU41は、上述したように、超音波振動出力、高周波電流出力あるいは超音波振動と高周波電流の同時出力の制御を行う。その制御は、CPU41が記憶部42に記憶された制御プログラムを実行することによって行われる。

記憶部42は、その制御プログラムを記憶するROM、プログラム実行時の作業用記憶領域としてのRAM、及び後述する送液時間の情報を記憶する、書き換え可能な不揮発性のメモリなどを含んでいる。

[0026] US出力部43は、CPU41からの超音波出力制御信号に基づいて、プローブ31aを超音波振動させるための駆動信号を、信号ケーブル24を介して処置具11へ出力する。

HF出力部44は、CPU41からの高周波出力制御信号に基づいて、処置部31にバイポーラの高周波出力を供給するための高周波電流信号を、信号ケーブル24を介して処置具11へ出力する。

[0027] よって、US出力部43及びHF出力部44は、それぞれ処置部31に超音波振動及び高周波電流を与えるためのエネルギーを発生するエネルギー発生部である。

[0028] インピーダンス検出部45は、処置部31のプロープ31aと可動部材31b間に挟持された生体組織のインピーダンスを検出するための回路である。すなわち、インピーダンス検出部45は、処置部31において生体組織を挟持する2つの挟持部材間のインピーダンスを検出する。インピーダンス検出部45は、プロープ31aと可動部材31b間のインピーダンスに応じた検出信号を、CPU41へ供給する。

また、CPU41には、スイッチ37からの操作信号も入力される。なお、ここでは、後述するようにスイッチ37が術者によって操作されることによって、エネルギー出力の指示が行われるが、エネルギー出力の指示は、フットスイッチなどによって行うようにしてもよい。

[0029] 送液ユニット13は、ポンプ駆動部46と、ポンプ47とを含む。ポンプ駆動部46は、信号ケーブル14を介して、CPU41からのポンプ駆動信号に基づいて、ポンプ47を駆動する駆動信号を出力する駆動回路である。ポンプ47は、図示しないタンクに接続され、ポンプ駆動部46からの駆動信号に基づいて駆動され、タンクに貯留された生理食塩水をチューブ25へ供給する。ポンプ47の吐出能力は、例えば、20ml/minである。

[0030] CPU41は、スイッチ37からの操作信号に応じて、US出力部43とHF出力部44を制御すると共に、ポンプ駆動部46を制御する。

記憶部42には、後述するポンプ47から送出される生理食塩水の送液時間のデータが、予め設定されて記憶されている。

[0031] 図3は、記憶部42に記憶された、インピーダンス検出部45により検出されたインピーダンス z と、送液時間 T_d の関係を示す図である。インピーダンス z が大きくなるにつれて、送液時間 T_d が段階的に長くなるように、記憶部42には、インピーダンス z に対する送液時間 T_d が予め設定されて記憶されている。インピーダンス z に応じた送液時間 T_d は、例えば、テーブルデータの形式で、記憶部42に記憶される。

[0032] なお、送液時間 T_d は、超音波振動出力、高周波電流出力、又は超音波振動及び高周波電流の同時出力の3つの出力の種類毎に、設定してもよい。

さらになお、送液時間 T_d は、処置具11の種類毎、処置対象毎、あるいは処置具11の処置対象の組み合わせ毎に設定してもよい。その場合、処置具11の種類は、処置具11に設けられたメモリなどに記憶された処置具11の種類を示す識別子（すなわちID）の情報を、CPU41が読み出して、判定される。処置対象は、術者が、処置具11を使用する前に、操作パネル40に表示された、肝臓実質、血管等の対象の中から選択する。

[0033] インピーダンス z に応じた送液時間 T_d は、電源ユニット12の操作パネル40において、術者等が設定変更可能である。

[0034] 送液時間 T_d の設定値は、処置具11の仕様、ポンプ47の能力等に応じて、異なる。例えば、処置具11の種類や出力設定によって、エネルギー出力が大きいものや、小さいものがある。エネルギー出力が大きい場合は、送液時間 T_d は長く、エネルギー出力が小さい場合は、送液時間 T_d は短くなる。よって、記憶部42には、処置具11の仕様等に応じた、送液時間 T_d が設定される。

[0035] すなわち、送液時間 T_d は、エネルギーによる処置により乾燥した生体組織の挟持されていた部分が、十分に水分を含み、処置部31のプローブ31a又は可動部材31bに張り付かなくなる状態にするのに必要な時間が設定される。

[0036] なお、図3では、送液時間 T_d は、インピーダンス z の値に対して、段階的に増加するように設定されているが、一点鎖線で示すように、線形的に増加するように設定してもよい。

[0037] 図4は、US出力部43、HF出力部44及びポンプ駆動部46を制御するCPU41の処理の例を示すフローチャートである。図5は、超音波振動出力、高周波電流出力、又は超音波振動及び高周波電流の同時出力のための出力信号EOUTと、ポンプ47のポンプ駆動信号POUTのタイミングチャートである。

[0038] 図4の処理は、スイッチ37が押下されてオンされて、超音波振動出力、高周波電流出力あるいは超音波振動と高周波電流の同時出力のいずれかのエ

エネルギー出力が指示された時に、CPU 41により実行される処理である。

スイッチ37が押下されてエネルギー出力の指示を受けると、CPU 41は、その指示されたエネルギー出力を行う(S1)。エネルギー出力が超音波振動出力の場合、所定のあるいは指示された出力でUS出力部43は駆動される。エネルギー出力が高周波電流出力の場合、所定のあるいは指示された出力でHF出力部44は駆動される。エネルギー出力が超音波振動と高周波電流の同時出力の場合、US出力部43及びHF出力部44のそれぞれは、所定のあるいは指示された出力で駆動される。図5において、出力信号EOUTが時刻t1でHIGHとなって、エネルギー出力が開始される。

[0039] CPU 41は、インピーダンス検出部45の検出信号に基づいて、プローブ31aと可動部材31b間のインピーダンス z を検出する(S2)。

[0040] そして、CPU 41は、スイッチ37がオフされたか、すなわちエネルギー出力の停止がされたかを判定し(S3)、エネルギー出力の停止がされていないときには(S3:NO)、処理は、S1に戻る。エネルギー出力の停止がされたとき(S3:YES)、CPU 41は、検出されたインピーダンス z に基づいて、記憶部42に記憶されている送液時間 T_d を読み出す(S4)。例えば、図3において、インピーダンス z が z_1 (例えば600 Ω)であると、送液時間 t_{d1} の値(例えば2秒)が読み出される。

[0041] CPU 41は、ポンプ駆動部46にポンプ駆動信号POUTを出力し、ポンプ47を駆動して、送液を行う(S5)。その結果、処置具11のシース部32の先端部の開口部21aから生理食塩水が送出され、プローブ31aと可動部材31bによる生体組織の挟持部分に生理食塩水が滴下される。その結果、生体組織の挟持部分は、エネルギー処置により乾燥しているが、生理食塩水が滴下されて、濡れ始める。図5では時刻t2において、エネルギー出力の停止がされ、かつ送液が開始される。

[0042] CPU 41は、送液をしているときに、スイッチ37が操作されて、エネルギー出力の開始が指示されたか否かを判定する(S6)。エネルギー出力が開始されると(S6:YES)、CPU 41は、ポンプ駆動部46へのポ

ンプ駆動信号 P O U T の出力を止め、ポンプ 4 7 を停止して送液を停止し (S 7) 、処理は、S 1 に戻る。すなわち、C P U 4 1 は、エネルギーの出力停止後に、エネルギー発生部である U S 出力部 4 3 等に対するエネルギーの発生指示を受けると、ポンプ 4 7 を停止させ、術者による操作指示を優先する。

[0043] エネルギー出力が開始されないとき (S 6 : N O) 、送液を開始してからの時間が、読み出された送液時間 T d を経過したか否かが判定される (S 8) 。 C P U 4 1 は、エネルギー出力の停止が指示されると、時間のカウントを開始し、そのカウント値に基づいて、送液を開始してからの時間が、読み出された送液時間 T d を経過したか否かを判定する。送液を開始してからの経過時間が送液時間 T d を経過していないときは (S 8 : N O) 、処理は、S 5 に戻り、送液は続けられる。

[0044] 送液を開始してからの経過時間が送液時間 T d を経過すると (S 8 : Y E S) 、 C P U 4 1 は、ポンプ駆動部 4 6 へのポンプ駆動信号 P O U T の出力をしないで、送液を停止し (S 9) 、処理を終了する。図 5 では時刻 t 3 において、送液が停止されている。

[0045] すなわち、制御部である C P U 4 1 は、エネルギー発生部である U S 出力部 4 3 等からのエネルギーの出力停止に連動して、エネルギーの出力停止後、所定の時間だけ、ポンプ 4 7 からの生理食塩水の供給を行うように、ポンプ 4 7 を制御する。具体的には、C P U 4 1 は、エネルギーの出力停止に応じて、ポンプ 4 7 からの生理食塩水の供給を行うように、ポンプ 4 7 の駆動を開始し、所定の時間だけ、ポンプ 4 7 からの生理食塩水の供給を行った後、ポンプ 4 7 を停止するように、制御する。

[0046] その結果、設定された送液時間 T d の間、送液が行われるので、エネルギーによる処置により水分が蒸散し乾燥していた生体組織の挟持されていた部分は、十分に水分を含み、処置部 3 1 のプローブ 3 1 a 又は可動部材 3 1 b に張り付かなくなる。

[0047] 生体組織の処置部分に処置中に生理食塩水を滴下すると、処置部分が冷却

され、処置時間が長くなるという問題がある。しかし、上述した本実施の形態の手術装置 1 によれば、処置後に生理食塩水を滴下するようにしているので、処置時間が長くなることもない。

[0048] また、生体組織の処置部分に処置中に生理食塩水を滴下すると、超音波振動の場合、生理食塩水が高温になり、キャビテーションが発生する場合がある。キャビテーションが発生している状態で、処置具 11 の処置部 31 が処置部分の周囲の生体組織に触れると、キャビテーションにより正常な生体組織にダメージを与える虞がある。しかし、上述した本実施の形態の手術装置 1 によれば、処置後に生理食塩水を滴下するようにしているので、このようなキャビテーションの問題もない。

[0049] 以上のように、上述した本実施の形態の手術装置 1 によれば、エネルギー処置により乾燥した生体組織が、その処置の直後から、生理食塩水により水分を含むように、送液の制御が行われるので、処置のためのエネルギー出力の終了時に生体組織の処置部 31 への張り付きを防止することができる。

[0050] (第 2 の実施の形態)

上述した第 1 の実施の形態では、エネルギー出力の停止に連動して、CPU 41 がポンプ 47 を駆動して送液が開始されるが、第 2 の実施の形態では、ハンドル部 36 における処置部 31 に対する挟持操作に応じて、送液チューブ 25 あるいは送液チューブ 21b を機械的に押圧することによって送液を規制し、その挟持操作が解除されると、送液が開始される。

[0051] 図 6 は、本実施の形態に係る手術装置 1A の構成を説明するための図である。図 6 において、図 1 と同じ構成要素については、同じ符号を付して説明は省略する。

[0052] 手術装置 1A において、処置具 11A の可動ハンドル 36b1 は、ハンドル部 36A が閉じると、送液チューブ 21b に当接して、変形させるための突起部 51 を有する。また、固定ハンドル 36a 内には、突起部 51 によって変形される送液チューブ 21b を受ける受け部材 52 が固定して設けられている。

[0053] すなわち、ハンドル部36Aが閉じられて、図6において実線の矢印bで示す方向に、可動ハンドル36b1が移動すると、突起部51は、固定ハンドル36a内において送液チューブ21bを受け部材52に対して機械的に押圧して、送液チューブ21b内を流れる、ポンプ47から送出される生理食塩水の流れを止めるように、送液チューブ21bを変形させる。術者が、ハンドル部36Aを開くと、送液チューブ21bは突起部51からの力を受けなくなり、送液チューブ21b内を生理食塩水が流れる。

[0054] よって、ハンドル部36Aにおける突起部51と受け部材52は、送液チューブ21bの途中に配置され、処置部31において生体組織を挟持するための操作ハンドルである可動ハンドル36b1に対する操作に応じて、送液チューブ21bに流れる液体の送出を規制する液体送出規制機構を構成する。

[0055] 電源ユニット12と送液ユニット13の構成は、図2に示す構成と同様である。CPU41の処理の内容が、第1の実施の形態の処理と異なる。

図7は、US出力部43、HF出力部44及びポンプ駆動部46を制御するCPU41の処理の例を示すフローチャートである。図7において、図4と同じ処理については、同じ符号を付して、説明は簡略に行う。図7は、図4の処理の順番等が異なる。図8は、超音波振動出力、高周波電流出力、又は超音波振動及び高周波電流の同時出力のための出力信号EOUTと、ポンプ47のポンプ駆動信号POUTと、開口部21aからの生理食塩水の放出のタイミングチャートである。

[0056] 図7では、スイッチ37が押下されてエネルギー出力の指示を受けると、CPU41は、その指示されたエネルギー出力を行い(S1)、続いて、ポンプ駆動部46にポンプ駆動信号POUTを出力し、ポンプ47を駆動して、送液を行う(S5)。

[0057] エネルギー出力の指示がされているとき、ハンドル部36Aは、閉じられているので、突起部51は、送液チューブ21bを変形させているので、ポンプ47が駆動されても、ポンプ47から送出される生理食塩水の流れが止

められている。図8において、出力信号EOUTが時刻t11で出力を開始しているが、生理食塩水の送出はされない。

[0058] S5の後、CPU41は、インピーダンス検出部45の検出信号に基づいて、プローブ31aと可動部材31b間のインピーダンスを検出し(S2)、続いて、エネルギー出力の停止がされたかを判定する(S3)。

[0059] エネルギー出力の停止が指示されていないときには(S3:NO)、処理は、S1に戻る。スイッチ37の押下されなくなってエネルギー出力の停止が指示されたとき(S3:YES)、CPU41は、検出されたインピーダンスzに応じた、記憶部42に記憶されている送液時間Tdを読み出す(S4)。

[0060] エネルギー出力の停止に伴い、術者がハンドル部36Aを開くと、突起部51が送液チューブ21bを押圧しなくなるので、送液は開始される。その結果、処置具11のシース部32の先端部の開口部21aから生理食塩水が送出され、プローブ31aと可動部材31bによる生体組織の挟持部分に生理食塩水が滴下される。図8では、時刻t11から時刻t12までの期間TRの間、エネルギーの出力がされ、時刻t12において、エネルギー出力の停止がされ、かつ送液が開始される。

[0061] CPU41は、送液をしているときに、スイッチ37が操作されて、エネルギー出力の開始が指示されたか否かを判定し(S6)、エネルギー出力が開始されると(S6:YES)、処理は、S1に戻る。これも、第1の実施の形態と同様に、術者による操作指示を優先するためである。

[0062] エネルギー出力が開始されないとき(S6:NO)、エネルギー出力の停止がされてからの時間が、読み出された送液時間Tdを経過したか否かが判定され(S8)、送液を開始してからの経過時間が送液時間Tdを経過していないときは(S8:NO)、処理は、S6に戻り、送液は続けられる。

[0063] 送液を開始してからの経過時間が送液時間Tdを経過すると(S8:YES)、CPU41は、ポンプ駆動部46へのポンプ駆動信号POUTの出力をしないで、送液を停止し(S9)、処理を終了する。図8では時刻t13

において、送液が停止されている。

[0064] よって、本実施の形態によっても、送液が設定された送液時間 T d の間行われるので、エネルギーによる処置により乾燥していた生体組織の挟持されていた部分は、十分に水分を含み、処置部 3 1 のプローブ 3 1 a 又は可動部材 3 1 b に張り付かなくなる。

[0065] 以上のように、上述した本実施の形態の手術装置 1 A によれば、エネルギー処置により乾燥した生体組織が、その処置の直後から、生理食塩水により水分を含むように、送液の制御が行われるので、処置のためのエネルギー出力の終了時に生体組織の処置部 3 1 への張り付きを防止することができる。

[0066] なお、上記の例では、エネルギー出力のためのスイッチ 3 7 の操作とハンドル部 3 6 A の開閉動作は、独立しているが、ハンドル部 3 6 A にスイッチを設け、ハンドル部 3 6 A の可動ハンドル 3 6 b 1 の操作によりスイッチが閉じると、スイッチがオンになって、エネルギー出力の指示信号が発生するようにしてもよい。例えば、図 6 において、括弧書きで示すように、可動ハンドル 3 6 b 1 に、突起部 5 1 とは別の突起部 5 3 を設け、固定ハンドル 3 6 a に、ハンドル部 3 6 A を閉じたときに突起部 5 3 によって押下されるスイッチ 5 4 が設けられている。

[0067] このような構成によれば、エネルギー出力のためのスイッチの操作とハンドル部 3 6 A の開閉動作とを連動させることができる。

[0068] 以上のように、上述した各実施の形態の手術装置によれば、エネルギー処置により乾燥した生体組織が、その処置の直後から、生理食塩水により水分を含むように、送液の制御が行われるので、処置のためのエネルギー出力の終了時に生体組織の処置部 3 1 への張り付きを防止することができる。

[0069] 上述した各実施の形態の手術装置は、特に、肝臓実質に対するエネルギー処置に有効である。膜に包まれた肝臓実質の場合、焦げ付きなどで処置具に生体組織が張り付いてしまっている場合に、処置具を生体組織から剥がすと、毛細血管が引き裂かれて大量の出血が発生してしまうことが多い。上述した各実施の形態の手術装置によれば、処置のためのエネルギー出力の終了時

に液体が滴下されて生体組織の処置部31への張り付きが防止されるので、毛細血管の引き裂きによる大量出血がなくなる。

[0070] なお、各実施の形態の手術装置は、肝臓実質だけでなく、血管等の他の臓器などに対しても適用可能であり、有効である。

[0071] (実験結果)

上記の2つの実施の形態では、術者によるエネルギー出力の停止の指示がされた直後から送液が開始されるものとして説明した。しかし、出願人の実験では、エネルギー出力の停止の指示があってから、1秒を超えてから、送液が開始されると、張り付きの防止効果がなかったことが確認された。よって、送液は、数msecから0.5秒程度の間に開始されるようにするのが好ましい。これらの時間内であれば、生体組織の処置部31への張り付きを防止することができるように、生体組織に水分を含ませることができるからである。

また、送液時間は、ポンプ47の吐出量が20ml/minの場合、0.5秒以上で、5秒以下が好ましい。

[0072] さらに出願人は、上記のエネルギー出力後に滴下を行う場合と行わない場合の比較実験を行った。実験条件は、超音波出力の場合で、出力40Wのバイポーラ出力で、周波数が47kHz、振動が80μmで、把持力25N程度で、3秒間、豚の頸動脈に対して、超音波出力した場合である。処置具の処置部の張り付き防止用のコーティングは、過去の何回もの使用により剥がれている。

[0073] この条件で、エネルギー出力後に生理食塩水の滴下を行う場合と行わない場合のそれぞれについて5回実験を行った。20ml/minの送出能力のポンプを、エネルギー出力の停止後、1秒間駆動した場合、5回とも処置部に血管は張り付かなかった。これに対して、エネルギー出力の停止後、生理食塩水の滴下を行わなかった場合、5回とも処置部に血管は張り付いた。

[0074] (変形例1)

上述した2つの実施の形態では、エネルギー出力の終了後、送液を所定の

時間行うようにしているが、送液は、所定の時間に代えて、所定の量だけ行うようにしてもよい。すなわち、エネルギー処置により乾燥した生体組織が十分に水分を含んで処置具に張り付かないような所定の量の液体を、送液するように、CPU 41は、ポンプ47を制御してもよい。

[0075] その場合も、所定の量すなわち送液量の情報は、記憶部42に記憶され、上述した2つの実施の形態のように、検出されたインピーダンスに応じて異なるように設定される。さらに、その記憶部42に記憶された送液量の値は、術者が設定変更可能である。

[0076] (変形例2)

上述した2つの実施の形態及び上記変形例1では、送液時間あるいは送液量は、インピーダンスに応じて予め設定された時間あるいは量であるが、術者が操作パネル40において、送液時間あるいは送液量を設定し、インピーダンスに拘わらず、その設定された送液時間あるいは送液量だけ、送液するようにしてもよい。

よって、CPU 41は、エネルギー出力の終了後、その設定された送液時間あるいは送液量だけ、送液するように、ポンプ47を制御する。

[0077] 本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

[0078] 本出願は、2012年4月20日に米国に仮出願された出願番号61/636,285を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

請求の範囲

- [請求項1] 生体組織を処置するための処置部と、
前記処置部に超音波振動又は高周波電流を与えるためのエネルギーを発生するエネルギー発生部と、
液体を送出するための送液管路と、
前記処置部に設けられ、前記送液管路からの前記液体を前記生体組織と前記処置部の間に送出するための送液口と、
前記送液管路に前記液体を供給するためのポンプと、
前記エネルギー発生部からの前記エネルギーの出力停止に連動して、前記エネルギーの出力停止後、所定の時間若しくは所定の量だけ、前記ポンプからの前記液体の供給を行うように、前記ポンプを制御する制御部と、
を有することを特徴とする手術装置。
- [請求項2] 前記所定の時間若しくは前記所定の量は、記憶部に記憶され、かつ設定変更可能であることを特徴とする請求項1に記載の手術装置。
- [請求項3] 前記処置部において前記生体組織を挟持する2つの挟持部材間のインピーダンスを検出するインピーダンス検出部を有し、
前記所定の時間若しくは前記所定の量は、前記インピーダンス検出部において検出されたインピーダンスに応じて異なることを特徴とする請求項1に記載の手術装置。
- [請求項4] 前記所定の時間若しくは前記所定の量は、処置対象に応じて、異なることを特徴とする請求項1に記載の手術装置。
- [請求項5] 前記制御部は、前記エネルギーの出力停止後に前記エネルギー発生部に対する前記エネルギーの発生指示を受けると、前記ポンプを停止することを特徴とする請求項1に記載の手術装置。
- [請求項6] 前記制御部は、前記エネルギーの出力停止に応じて、前記ポンプからの前記液体の供給を行うように、前記ポンプの駆動を開始し、前記所定の時間若しくは前記所定の量だけ、前記ポンプからの前記液体の

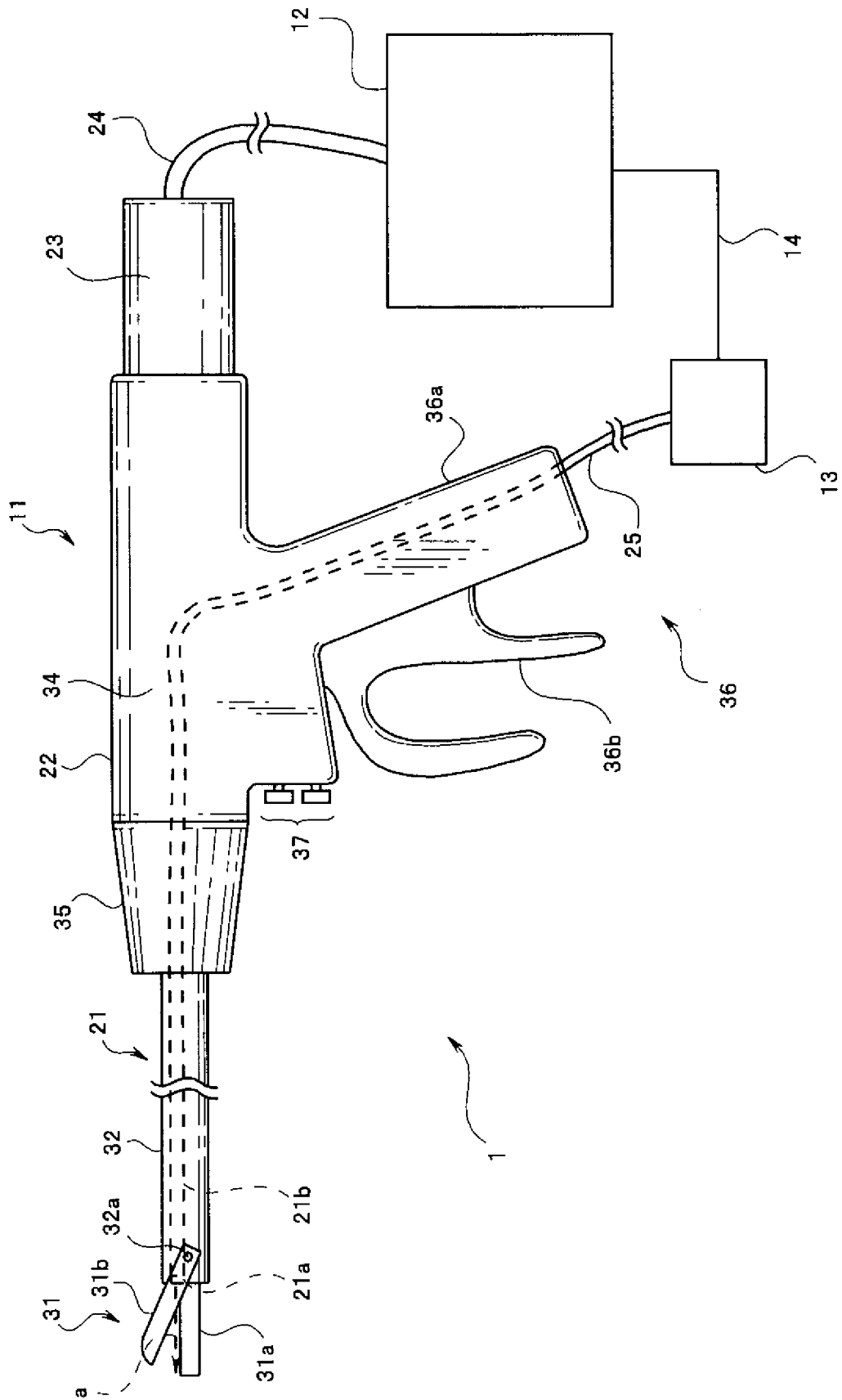
供給を行った後、前記ポンプを停止するように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の手術装置。

[請求項7] 前記送液管路の途中に配置され、前記処置部において前記生体組織を挟持するための操作ハンドルに対する操作に応じて、前記送液管路に流れる前記液体の送出を規制する液体送出規制機構を、さらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の手術装置。

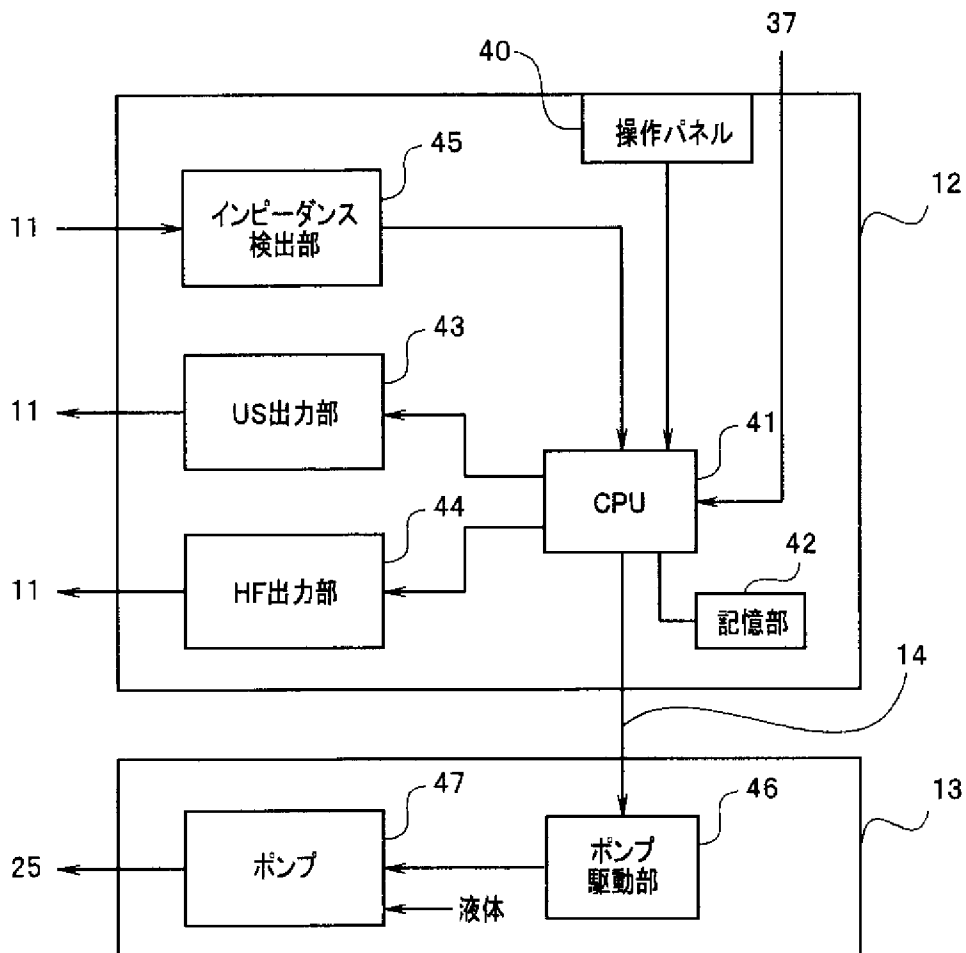
[請求項8] 前記所定の時間は、0.5 秒以上で 5 秒以下であることを特徴とする請求項 2 に記載の手術装置。

[請求項9] 前記エネルギー発生部の発生する前記エネルギーは、超音波振動のエネルギー、高周波電流のエネルギー、又は超音波振動と高周波電流の両方のエネルギーであることを特徴とする請求項 1 に記載の手術装置。

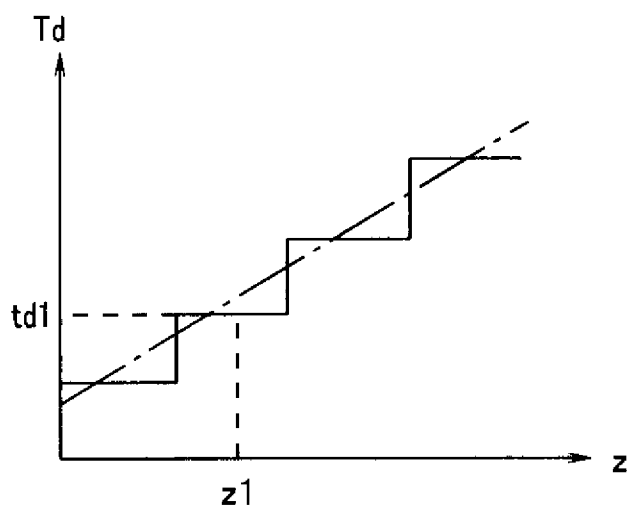
[図1]



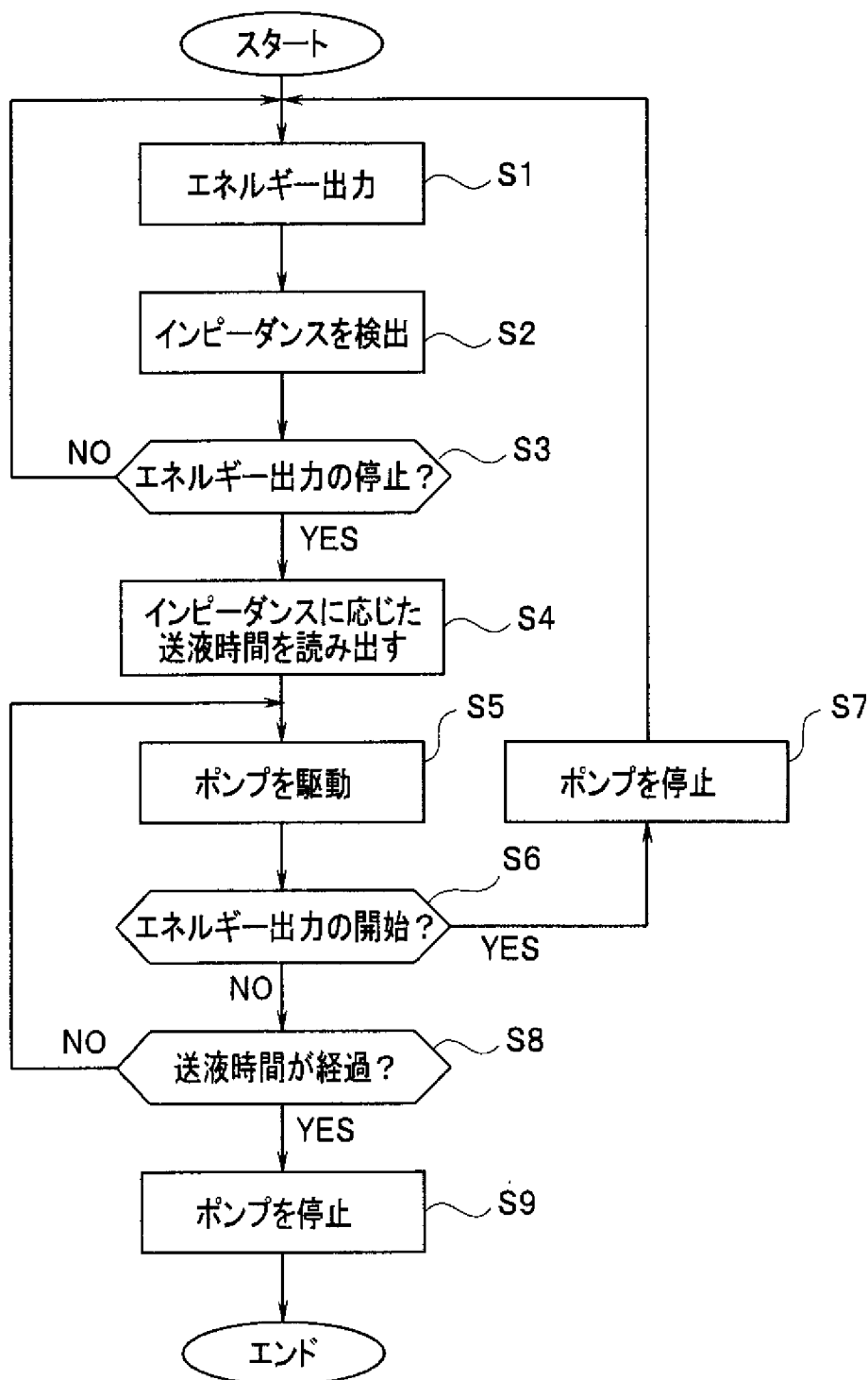
[図2]



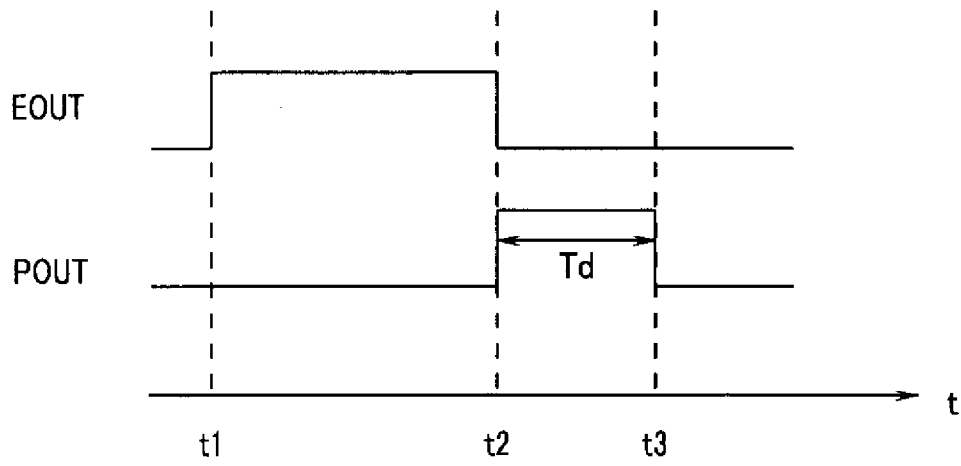
[図3]



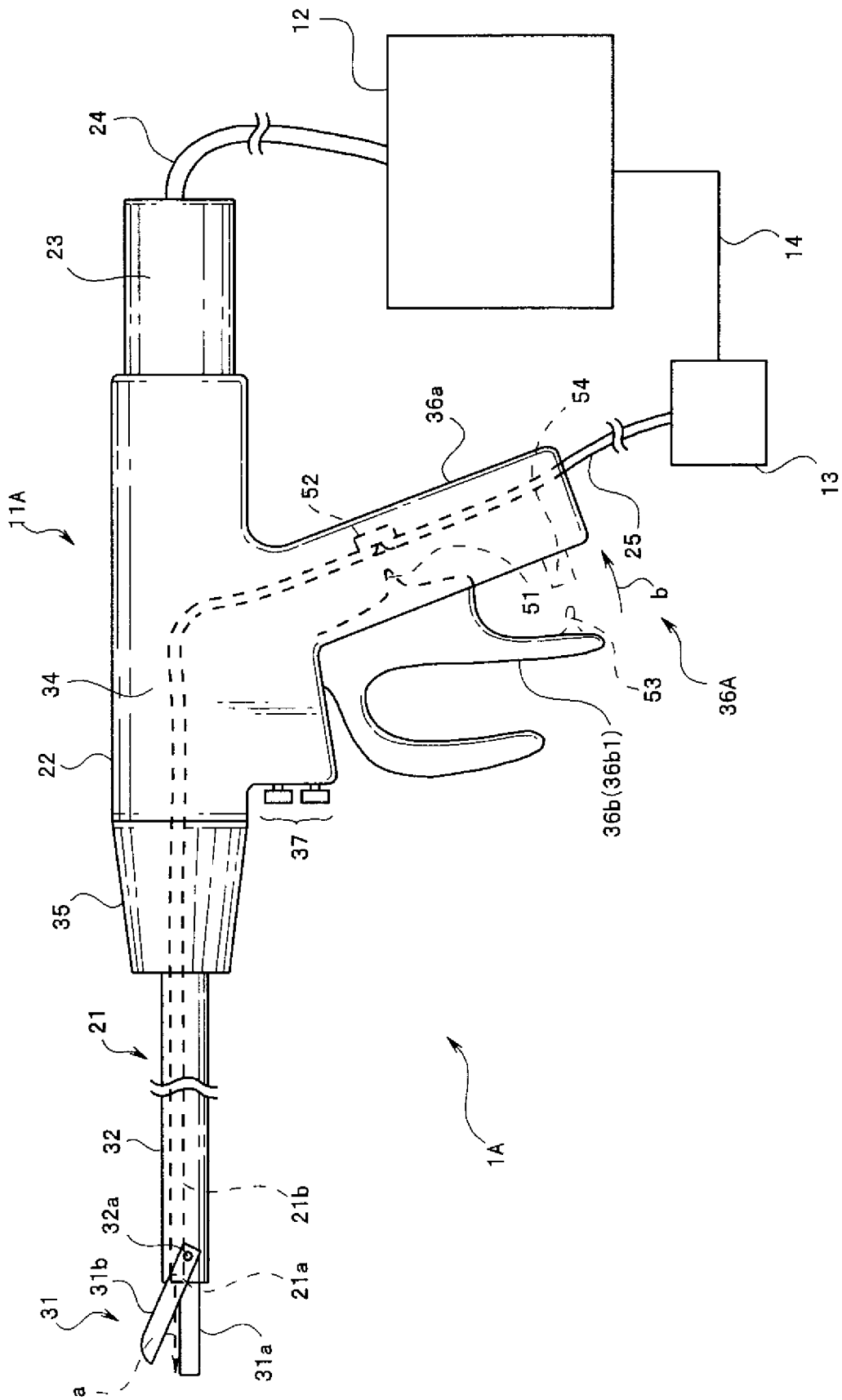
[図4]



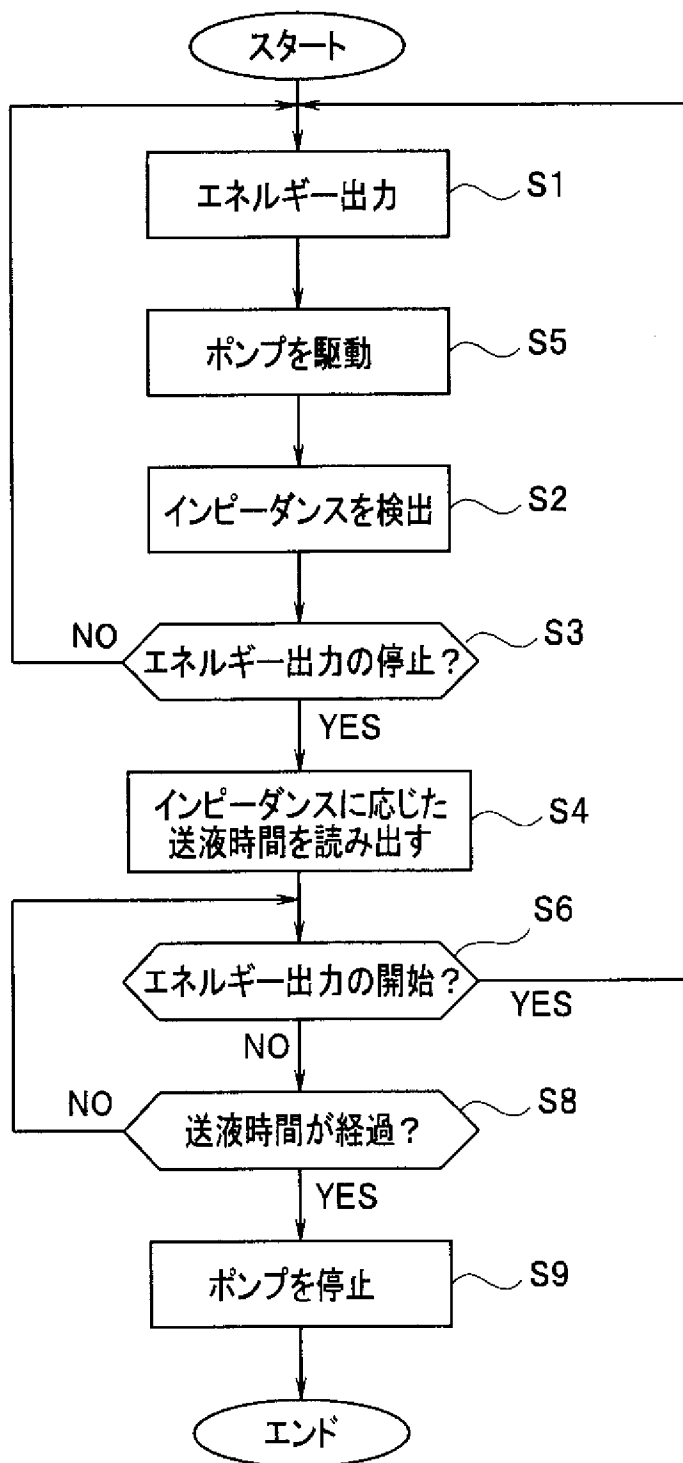
[図5]



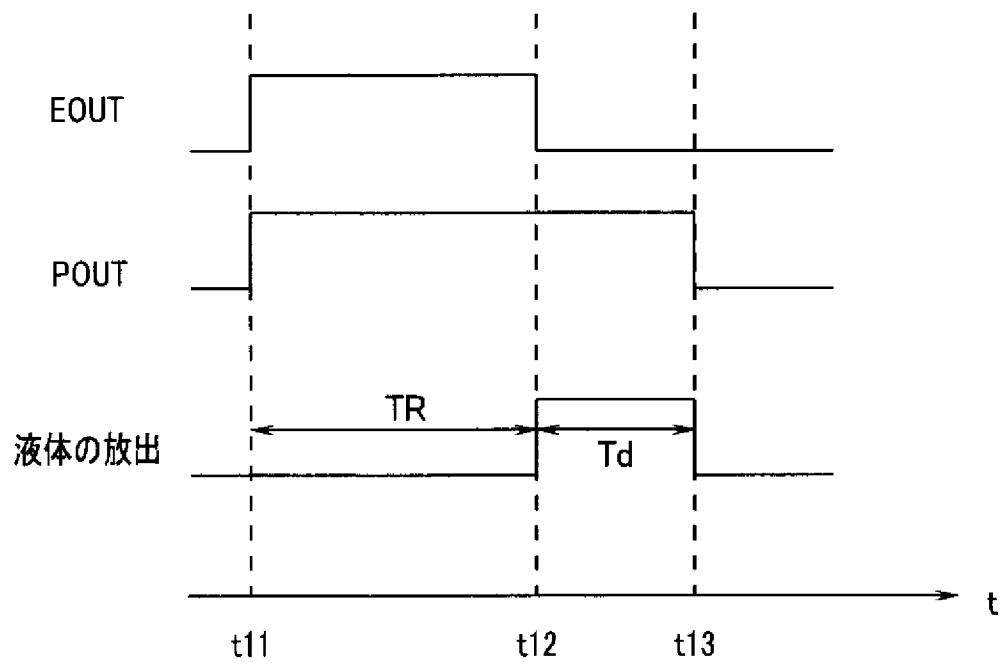
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/061382

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B18/00(2006.01) i, A61B18/12(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B18/00, A61B18/12

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2000-107197 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 18 April 2000 (18.04.2000), paragraphs [0247] to [0263]; fig. 42 to 45 & US 6306131 B1	1, 2, 6, 8, 9 3-5, 7
Y	JP 2004-500207 A (Tissuelink Medical, Inc.), 08 January 2004 (08.01.2004), paragraphs [0035] to [0063] & US 2001/0032002 A1 & EP 1263341 A & WO 2001/066026 A2 & DE 60134391 D & AU 3998701 A & AT 397900 T & ES 2306706 T & DK 1435867 T & PT 1435867 E	3, 4

Further documents are listed in the continuation of Box C.

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 application or patent 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
01 July, 2013 (01.07.13)

Date of mailing of the international search report
09 July, 2013 (09.07.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/061382

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 61-128957 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 17 June 1986 (17.06.1986), page 5, upper right column, line 5 to lower left column, line 18; fig. 5 to 6 (Family: none)	5
Y	JP 2009-522018 A (Bovie Medical Corp.), 11 June 2009 (11.06.2009), paragraphs [0012] to [0020]; fig. 1 to 4 & US 2007/0156134 A1 & EP 1965715 A & WO 2007/079348 A2 & CN 101394804 A	7
A	JP 2003-135480 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 13 May 2003 (13.05.2003), entire text; all drawings (Family: none)	1-9

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B18/00(2006.01)i, A61B18/12(2006.01)i

B. 調査を行った分野
 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B18/00, A61B18/12

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの
 日本国実用新案公報 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2013年
 日本国実用新案登録公報 1996-2013年
 日本国登録実用新案公報 1994-2013年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 2000-107197 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.04.18, 段落【0247】-【0263】, 図42-45 & US 6306131 B1	1, 2, 6, 8, 9
Y	JP 2004-500207 A (ティシューリンク・メディカル・インコーポレーテッド) 2004.01.08, 段落【0035】-【0063】 & US 2001/0032002 A1 & EP 1263341 A & WO 2001/066026 A2 & DE 60134391 D & AU 3998701 A & AT 397900 T & ES 2306706 T & DK 1435867 T & PT 1435867 E	3-5, 7
Y		3, 4

C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)	「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 01.07.2013	国際調査報告の発送日 09.07.2013
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 井上 哲男 電話番号 03-3581-1101 内線 3346

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 61-128957 A (オリンパス光学工業株式会社) 1986.06.17, 5頁 右上欄5行-同左下欄18行, 第5-6図 (ファミリーなし)	5
Y	JP 2009-522018 A (ボビー メディカル, コーポレイション) 2009.06.11, 段落【0012】-【0020】, 図1-4 & US 2007/0156134 A1 & EP 1965715 A & WO 2007/079348 A2 & CN 101394804 A	7
A	JP 2003-135480 A (オリンパス光学工業株式会社) 2003.05.13, 全 文, 全図 (ファミリーなし)	1-9