

(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
2018年12月20日(20.12.2018)



(10) 国際公開番号

WO 2018/229891 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 18/12 (2006.01) *A61B 17/32* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/021941
- (22) 国際出願日: 2017年6月14日(14.06.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 埴 みずき (HANAWA, Mizuki); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

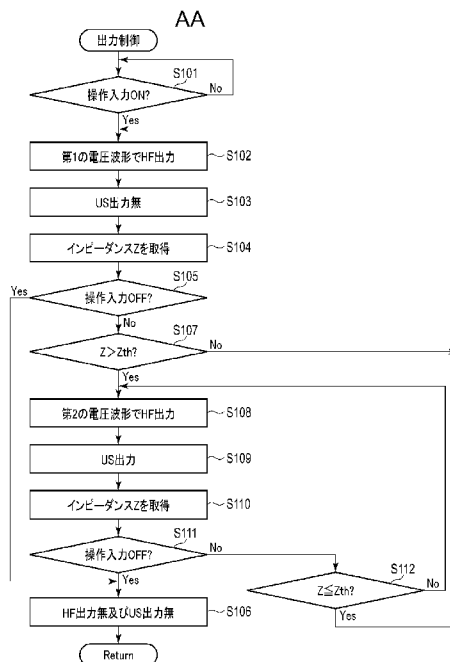
加納 彰人 (KANO, Akihito); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050014 東京都港区芝三丁目23番1号 セレスティン芝三井ビルディング11階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).

(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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,

(54) Title: CONTROL DEVICE

(54) 発明の名称: 制御装置



S101 Is manipulation input ON?
S102 HF output in first voltage waveform
S103 No US output
S104, S110 Acquire impedance Z
S105, S111 Is manipulation input OFF?
S106 No HF output and no US output
S108 HF output in second voltage waveform
S109 US output
AA Output control

(57) Abstract: This control device is used together with a treatment tool (2) that includes an end effector (6) and an ultrasonic transducer (18). A processor (15) of the control device switches between a first control mode and a second control mode. In the first control mode, the crest factor of the voltage waveform that an output source (31) outputs to the end effector (6) is 1.5 or less. In this mode, a high-frequency current flows through biological tissue that comes into contact with the end effector (6), and Joule heat is generated. Thus, a surface portion and a deep portion of the biological



MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,
NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (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, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 一 国際調査報告(条約第21条(3))

tissue denature and coagulate. When dewatering of the tissue proceeds due to the Joule heat and the impedance of the tissue increases, the processor (15) switches to the second control mode. In this mode, the ultrasonic transducer (18) causes the end effector (6) to vibrate and frictional heat and a temporary gap are generated between the end effector (6) and the tissue. Discharging occurs in the gap. Due to the frictional heat and the discharging, the surface portion of the tissue coagulates and is incised. Thus, the tissue can be incised while hemostasis is achieved from the surface portion to the deep portion of the tissue.

(57) 要約: 制御装置は、エンドエフェクタ(6)及び超音波トランスデューサ(18)を備える処置具(2)と共に使用される。制御装置のプロセッサ(15)は、第1の制御モードと第2の制御モードとの間で切り替わる。第1の制御モードでは、出力源(31)がエンドエフェクタ(6)に出力する電圧波形のクレストファクタは1.5以下である。同モードではエンドエフェクタ(6)に接触する生体組織に高周波電流が流れ、ジュール熱が発生する。よって、生体組織の表面部及び深部が変性、凝固する。ジュール熱により組織の脱水が進み、組織のインピーダンスが増大すると、第2の制御モードに切り替わる。同モードでは、超音波トランスデューサ(18)がエンドエフェクタ(6)を振動させ、エンドエフェクタ(6)と組織との間に摩擦熱及び一時的な隙間を生ずる。当該隙間において放電が起こる。摩擦熱と放電により、組織の表面部が凝固、切開される。このようにして、組織の表面部から深部まで止血しつつ組織を切開することができる。

明 細 書

発明の名称 : 制御装置

技術分野

[0001] 本発明は、高周波電流を生体組織に付与可能なエンドエフェクタ、及び、生成した超音波振動をエンドエフェクタに伝達する超音波トランスデューサを備える処置具とともに用いられる制御装置に関する。

背景技術

[0002] US 2 0 1 3 / 0 1 2 3 8 2 0 A 1 には、エンドエフェクタを備える処置具、及び、処置具とは別体の対極板を備える処置システムが、開示されている。この処置システムでは、処置具に超音波トランスデューサが設けられる。この処置システムを用いた処置においては、エンドエフェクタ及び対極板に第 1 の電気エネルギー（高周波電力）が供給されると同時に超音波トランスデューサに第 2 の電気エネルギーが供給される状態で、エンドエフェクタを処置対象である生体組織に接触させる。この際、エンドエフェクタ及び対極板への第 1 の電気エネルギーの供給によって、生体組織に高周波電流が付与されるとともに、超音波トランスデューサへの第 2 の電気エネルギーの供給によって、超音波トランスデューサで超音波振動が発生する。そして、エンドエフェクタにおいて、超音波トランスデューサから伝達された超音波振動が、高周波電流と同時に生体組織に付与される。前述のように生体組織に高周波電流及び超音波振動が同時に付与されている状態では、生体組織は、凝固と同時に切開される。

[0003] US 2 0 1 3 / 0 1 2 3 8 2 0 A 1 のような処置システムを用いた処置では、生体組織において高周波電流及び超音波電流を用いて凝固及び切開された部位が、適切に切開及び止血されることが求められる。

発明の概要

[0004] 本発明の目的とするところは、高周波電流及び超音波振動によって生体組織を凝固及び切開する処置において、高周波電流及び超音波振動が付与され

た部位が、適切に切開及び止血される制御装置を提供することにある。

[0005] 前記目的を達成するため、本発明のある態様は、第1の電気エネルギーが供給されることにより、高周波電流を生体組織に付与可能になるエンドエフェクタと、第2の電気エネルギーが供給されることにより、超音波振動を生成し、生成した前記超音波振動を前記エンドエフェクタに伝達する超音波トランスデューサと、を備える処置具とともに用いられる制御装置であって、第1の制御モードでは、クレストファクタが1.5以下の第1の電圧波形で前記エンドエフェクタに前記第1の電気エネルギーを出力させ、第2の制御モードでは、前記エンドエフェクタと前記生体組織との間で放電を生じさせる第2の電圧波形で前記エンドエフェクタに前記第1の電気エネルギーを出力させるとともに、前記エンドエフェクタにおいて前記超音波振動に起因する摩擦熱によって前記生体組織を切開可能及び／又は変性可能な状態に、前記超音波トランスデューサに前記第2の電気エネルギーを出力させ、前記第1の制御モードにおいて所定の条件を満たしたことに基づいて、前記第2の制御モードに切替える、プロセッサを備える。

図面の簡単な説明

[0006] [図1]図1は、第1の実施形態に係る処置システムを示す概略図である。

[図2]図2は、第1の実施形態に係る処置具に電気エネルギーを供給する構成を概略的に示すブロック図である。

[図3]図3は、第1の実施形態に係るエンドエフェクタ及び対極板への出力電圧の第1の電圧波形の一例を示す概略図である。

[図4]図4は、第1の実施形態に係るエンドエフェクタ及び対極板への出力電圧の第2の電圧波形の一例を示す概略図である。

[図5]図5は、第1の実施形態に係る処置具への電気エネルギーの出力制御においてプロセッサによって行われる処理を示すフローチャートである。

[図6]図6は、第1の実施形態に係る処置システムを用いた処置における第1の制御モードと第2の制御モードとの間の経時的な切替わりの一例を示す概略図である。

発明を実施するための形態

[0007] (第1の実施形態)

本発明の第1の実施形態について、図1乃至図6を参照して説明する。

[0008] 図1は、本実施形態の処置システム1を示す図である。図1に示すように、処置システム1は、処置具2及び電源装置3を備える。処置具2は、筒状のシャフト4、保持可能なハウジング5、及び、エンドエフェクタ6を備える。ハウジング5は、シャフト4の中心軸に沿う方向についてシャフト4の一方側に連結される。また、本実施形態では、ハウジング5の中心軸は、シャフト4の中心軸と同軸又は略同軸になる。ここで、シャフト4の中心軸に沿う方向についてシャフト4に対してハウジング5が位置する側を基端側とし、基端側とは反対側を先端側とする。ハウジング5の基端部には、ケーブル7の一端が、接続される。ケーブル7の他端は、電源装置3に分離可能に接続される。

[0009] また、処置具2では、ロッド部材8が、ハウジング5の内部からシャフト4の内部を通して、先端側に向かって延設される。エンドエフェクタ6は、ロッド部材8の一部から形成される。本実施形態では、ロッド部材8は、シャフト4の先端から先端側へ突出し、ロッド部材8においてシャフト4からの突出部分によって、エンドエフェクタ6が形成される。なお、ロッド部材8は、チタン合金等の振動伝達性が高い材料から形成される。また、エンドエフェクタ6は、導電性を有する。なお、エンドエフェクタ6は、例えば、フック形状、ヘラ形状及びボール形状等のいずれかに形成される。

[0010] ハウジング5には、操作部材として操作ボタン11が設けられる。操作ボタン11では、電気エネルギーを後述のように処置具2に供給させる操作を、入力可能である。なお、ある実施例では、操作ボタン11の代わりに、又は、操作ボタン11に加えて、処置具2とは別体のフットスイッチ等が、電気エネルギーを処置具2に供給させる操作を入力可能な操作部材として、設けられてもよい。また、処置システム1には、処置具2とは別体の対極板12が設けられる。対極板12は、ケーブル13を介して電源装置3に、分離

可能に接続される。

[0011] 図2は、処置具2に電気エネルギーを供給する構成を示す図である。図2に示すように、電源装置3は、プロセッサ（コントローラ）15及び記憶媒体16を備える。プロセッサ15は、CPU（Central Processing Unit）、ASIC（Application Specific Integrated Circuit）又はFPGA（Field Programmable Gate Array）等を含む集積回路又は回路構成（circuitry）等から形成される。プロセッサ15は、電源装置3において1つのみ設けられてもよく、電源装置3において複数設けられてもよい。本実施形態では、プロセッサ15は、処置システム1を制御する制御装置の少なくとも一部を構成する。プロセッサ15での処理は、プロセッサ15又は記憶媒体16に記憶されたプログラムに従って行われる。そして、記憶媒体16には、プロセッサ15で用いられる処理プログラム、及び、プロセッサ15での演算で用いられるパラメータ、関数及びテーブル等が記憶される。

[0012] プロセッサ15は、操作ボタン（操作部材）11で操作入力が行われているか否か、すなわち、操作ボタン11での操作入力がONであるか又はOFFあるかを、判断する。ある実施例では、操作ボタン11に対応させてスイッチ（図示しない）が、ハウジング5の内部に設けられ、スイッチは、操作ボタン11での操作に対応してONとOFFとの間が切替わる。プロセッサ15は、スイッチがONであるか又はOFFであるかに基づいて、操作ボタン11で操作入力が行われているか否かを判断する。

[0013] 電源装置3は、出力源（高周波電源）21を備える。出力源21は、波形生成器、変換回路、リレー回路及び変圧器等を備え、駆動回路（高周波駆動回路）を形成する。出力源21は、バッテリー電源又はコンセント電源等からの電力を第1の電気エネルギーである高周波電力（高周波電気エネルギー）に変換するとともに、第1の電気エネルギーを出力可能である。出力源21は、電気経路22を介してエンドエフェクタ6に電氣的に接続されるとともに、電気経路23を介して対極板12に電氣的に接続される。電気経路22は、例えば、ケーブル7の内部を通して延設され、電気経路23は、例え

ば、ケーブル 13 の内部を通して延設される。

[0014] 出力源 21 から出力された第 1 の電気エネルギーは、電気経路 22, 23 を介して、エンドエフェクタ 6 及び対極板 12 に供給される。エンドエフェクタ 6 及び対極板 12 に第 1 の電気エネルギー（高周波電力）が供給されることにより、エンドエフェクタ 6 及び対極板 12 は、互いに対して異なる電位を有する電極として機能する。これにより、エンドエフェクタ 6 と対極板 12 との間で高周波電流を流すことが可能になり、生体組織等に高周波電流を付与可能となる。プロセッサ 15 は、操作ボタン 11 で操作入力が行われると、出力源 21 からの出力を制御し、エンドエフェクタ 6 及び対極板 12 への第 1 の電気エネルギーの供給を制御する。

[0015] また、電源装置 3 には、電流検出回路 25、電圧検出回路 26 及び A/D 変換器 27 が設けられる。電流検出回路 25 は、出力源 21 からエンドエフェクタ 6 及び対極板 12 への出力電流 I を検出し、電圧検出回路 26 は、エンドエフェクタ 6 及び対極板 12 への出力電圧 V を検出する。A/D 変換器 27 は、電流検出回路 25 で検出された出力電流 I の電流値を示すアナログ信号、及び、電圧検出回路 26 で検出された出力電圧 V の電圧値を示すアナログ信号をデジタル信号に変換し、変換したデジタル信号をプロセッサ 15 に伝達する。これにより、プロセッサ 15 は、出力源 21 からの出力電流 I 及び出力電圧 V に関する情報を取得する。

[0016] また、プロセッサ 15 は、出力源 21 からの出力電流 I 及び出力電圧 V に基づいて、高周波電流（出力電流 I ）が流れる回路のインピーダンスとして、エンドエフェクタ 6 と対極板 12 との間のインピーダンス Z を、算出する。ここで、エンドエフェクタ 6 によって高周波電流が生体組織に付与されている状態では、エンドエフェクタ 6 と対極板 12 との間のインピーダンス Z は、生体組織のインピーダンスに対応して変化し、生体組織のインピーダンスが増加すると、インピーダンス Z が増加する。このため、インピーダンス Z は、第 1 の電気エネルギーに関連するパラメータであり、生体組織の状態に対応して変化するパラメータである。また、プロセッサ 15 は、出力源 2

1からの出力電流 I 及び出力電圧 V に基づいて、出力源21からの出力電力 P を算出する。プロセッサ15は、出力電流 I 、出力電圧 V 、インピーダンス Z 及び出力電力 P 等に基づいて、出力源21からエンドエフェクタ6及び対極板12への第1の電気エネルギーの出力を制御する。

[0017] 処置具2には、超音波トランスデューサ18が設けられる。超音波トランスデューサ18は、ハウジング5の内部においてロッド部材8に接続される。また、電源装置3は、出力源（超音波電源）31を備える。出力源31は、波形生成器、変換回路、リレー回路及び変圧器等を備え、駆動回路（超音波駆動回路）を形成する。出力源31は、バッテリー電源又はコンセント電源等からの電力を第2の電気エネルギーに変換するとともに、第2の電気エネルギーを出力可能である。出力源31は、電気経路32, 33を介して超音波トランスデューサ18に接続される。電気経路32, 33のそれぞれは、例えば、ケーブル7の内部を通して延設される。

[0018] 出力源31から出力された第2の電気エネルギーは、電気経路32, 33を介して、超音波トランスデューサ18に供給される。この際、第2の電気エネルギーとして所定の周波数範囲のある周波数の交流電力が、超音波トランスデューサ18に供給される。プロセッサ15は、操作ボタン11で操作入力が行われると、出力源31からの出力を制御し、超音波トランスデューサ18への第2の電気エネルギーの供給を制御する。

[0019] 超音波トランスデューサ18に第2の電気エネルギー（交流電力）が供給されることにより、超音波トランスデューサ18は、圧電素子（図示しない）等によって電気エネルギーを振動エネルギーに変換し、超音波振動を生成する。超音波トランスデューサ18で発生した超音波振動は、ロッド部材8を介してエンドエフェクタ6に伝達される。エンドエフェクタ6に超音波振動が伝達されることにより、エンドエフェクタ6は振動し、エンドエフェクタ6は、伝達された超音波振動を生体組織等に付与可能になる。この際、エンドエフェクタ6を含むロッド部材8は、所定の周波数範囲のある周波数で振動し、本実施形態では、ロッド部材8の振動方向はハウジング5の中心軸

に対して平行又は略平行になる。

[0020] また、電源装置 3 には、電流検出回路 35、電圧検出回路 36 及び A/D 変換器 37 が設けられる。電流検出回路 35 は、出力源 31 から超音波トランスデューサ 18 への出力電流 I' を検出し、電圧検出回路 36 は、超音波トランスデューサ 18 への出力電圧 V' を検出する。A/D 変換器 37 は、電流検出回路 35 で検出された出力電流 I' の電流値を示すアナログ信号、及び、電圧検出回路 36 で検出された出力電圧 V' の電圧値を示すアナログ信号をデジタル信号に変換し、変換したデジタル信号をプロセッサ 15 に伝達する。これにより、プロセッサ 15 は、出力源 31 からの出力電流 I' 及び出力電圧 V' に関する情報を取得する。

[0021] また、プロセッサ 15 は、出力源 31 からの出力電流 I' 及び出力電圧 V' に基づいて、出力電流 I' が流れる回路のインピーダンスとして、超音波トランスデューサ 18 のインピーダンス Z' を算出する。超音波トランスデューサ 18 のインピーダンス Z' は、第 2 の電気エネルギーに関連するパラメータであり、生体組織の状態に対応して変化するパラメータである。また、プロセッサ 15 は、出力源 31 からの出力電流 I' 及び出力電圧 V' に基づいて、出力源 31 からの出力電力 P' を算出する。プロセッサ 15 は、出力電流 I' 、出力電圧 V' 、インピーダンス Z' 及び出力電力 P' 等に基づいて、出力源 41 から超音波トランスデューサ 18 への第 2 の電気エネルギーの出力を制御する。ある実施例では、プロセッサ 15 は、出力電流 I' と出力電圧 V' との位相差がなくなる状態に、PLL 制御 (Phase Locked Loop 制御) を行う。

[0022] また、本実施形態では、電源装置 3 に、タッチパネル 17 が設けられる。タッチパネル 17 は、例えば、出力源 21、31 のそれぞれ出力レベル等の出力源 21、31 のそれぞれからの出力に関する設定を入力可能な入力部として機能する。また、タッチパネル 17 は、例えば、出力源 21 からの出力電流 I 及び出力電圧 V 、及び、出力源 31 からの出力電流 I' 及び出力電圧 V' 等の出力源 21、31 のそれぞれからの出力に関する情報が表示される

表示部としても機能する。

[0023] 次に、本実施形態のプロセッサ 15 から形成される制御装置、及び、処置システム 1 の作用及び効果について説明する。処置システム 1 を用いて処置を行う際には、術者は、対極板 12 を人体等の被検体に設置し、ハウジング 5 を保持する。そして、エンドエフェクタ 6 を腹腔等の体腔に挿入し、処置対象である生体組織の近傍にエンドエフェクタ 6 を配置する。そして、エンドエフェクタ 6 が生体組織の近傍に位置する状態で、操作ボタン 9 において操作入力を行う。操作ボタン 9 での操作入力が ON になることにより、プロセッサ 15 は、後述するように、電源装置 3 から電気エネルギーを出力させる。そして、電源装置 3 から電気エネルギーが出力されている状態において、エンドエフェクタ 6 を処置対象である生体組織に近接又は接触させ、処置エネルギーである高周波電流及び超音波振動を用いて後述のように生体組織が処置される。

[0024] プロセッサ 15 は、第 1 の制御モードで第 1 の電気エネルギーの出力及び第 2 の電気エネルギーの出力を制御可能であるとともに、第 1 の制御モードとは異なる第 2 の制御モードで第 1 の電気エネルギーの出力及び第 2 の電気エネルギーの出力を制御可能である。プロセッサ 15 は、第 1 の制御モードにおいて、第 1 の電圧波形でエンドエフェクタ 6 及び対極板 12 へ第 1 の電気エネルギーを出力させる。また、第 1 の制御モードでは、プロセッサ 15 は、超音波トランスデューサ 18 へ第 2 の電気エネルギーを出力させない。このため、第 1 の制御モードで出力制御が行われている状態では、エンドエフェクタ 6 を生体組織に近接又は接触させても、生体組織に高周波電流のみが付与され、超音波振動は付与されない。

[0025] 図 3 は、エンドエフェクタ 6 及び対極板 12 への出力電圧 V の第 1 の電圧波形の一例を示す。なお、図 3 では、横軸に時間 t を示し、縦軸に出力電圧 V を示す。図 3 の一例では、第 1 の制御モードにおいて、経時的に連続して第 1 の電気エネルギーが出力され、第 1 の電圧波形は連続波となる。また、第 1 の電圧波形では、出力電圧 V の最大値（波高値）が 200 V 以下で、か

つ、出力電圧 V のクレストファクタ（ CF ）が 1.5 以下となる。ここで、クレストファクタは、出力電圧 V の最大値を出力電圧 V の実効値（ RMS ）で除算した値である。最大値（波高値）が $200V$ 以下で、かつ、クレストファクタが 1.5 以下の第 1 の電圧波形で第 1 の電気エネルギーがエンドエフェクタ 6 及び対極板 12 に出力される場合、エンドエフェクタ 6 と生体組織との間に隙間が生じて、エンドエフェクタ 6 と生体組織との間で放電は生じないと解されている。

[0026] 第 1 の制御モードで出力制御が行われている状態でエンドエフェクタ 6 を生体組織に近接又は接触させることにより、エンドエフェクタ 6 と対極板 12 との間で生体組織を通して高周波電流が流れる。そして、高周波電流が生体組織に流れることにより、生体組織の抵抗によってジュール熱が発生し、ジュール熱によって、生体組織が変性及び凝固される。

[0027] ここで、第 1 の制御モードでは、第 1 の電圧波形で第 1 の電気エネルギーが出力されるため、エンドエフェクタ 6 と生体組織との間に隙間が生じて、前述のように、エンドエフェクタ 6 と生体組織との間で放電が生じない。このため、生体組織では表面部だけでなく深部にも、生体組織が変性及び凝固させるために十分な高周波電流が流れ、生体組織において深部まで十分な量のジュール熱が発生する。このため、第 1 の制御モードで出力制御が行われている状態でエンドエフェクタ 6 を生体組織に近接又は接触させると、生体組織において表面部だけでなく深部も、ジュール熱によって変性及び凝固される。前述のように生体組織において表面部に加えて深部が凝固されるため、第 1 の制御モードで出力制御が行われている状態では、高周波電流による止血性能が高い。

[0028] また、プロセッサ 15 は、第 2 の制御モードにおいて、第 1 の電圧波形とは異なる第 2 の電圧波形でエンドエフェクタ 6 及び対極板 12 へ第 1 の電気エネルギーを出力させる。そして、第 2 の制御モードでは、プロセッサ 15 は、超音波トランスデューサ 18 へ第 2 の電気エネルギーを出力させる。このため、第 2 の制御モードで出力制御が行われている状態では、エンドエフ

エクタ 6 を生体組織に近接又は接触させると、生体組織に高周波電流及び超音波振動の両方が付与される。

[0029] 図 4 は、エンドエフェクタ 6 及び対極板 1 2 への出力電圧 V の第 2 の電圧波形の一例を示す。なお、図 4 では、横軸に時間 t を示し、縦軸に出力電圧 V を示す。図 4 の一例では、第 2 の制御モードにおいて、経時的に断続的に第 1 の電気エネルギーが出力され、第 1 の電気エネルギーは、間欠出力される。このため、第 2 の電圧波形はバースト波となる。また、第 2 の電圧波形では、出力電圧 V のクレストファクタ (CF) が 5 以上となる。ここで、第 1 の電気エネルギーの間欠出力が行われる場合、第 2 の電圧波形のクレストファクタの算出では、出力が行われている期間及び出力が行われていない期間を通しての出力電圧 V の実効値が、用いられる。クレストファクタが 5 以上の第 2 の電圧波形で第 1 の電気エネルギーがエンドエフェクタ 6 及び対極板 1 2 に出力される場合、エンドエフェクタ 6 と生体組織との間に隙間が生じると、エンドエフェクタ 6 と生体組織との間で放電が生じると解されている。

[0030] なお、第 2 の電圧波形は図示のバースト波である必要はなく、クレストファクタが 5 以上であればよい。また、クレストファクタが 1.5 より大きく、かつ、5 より小さい電圧波形で第 1 の電気エネルギーがエンドエフェクタ 6 及び対極板 1 2 へ出力される場合は、エンドエフェクタ 6 と生体組織との間の隙間において、放電が生じることもあれば、放電が生じないこともあると解されている。そして、最大値 (波高値) が 200 V より大きく、かつ、クレストファクタが 1.5 以下の電圧波形で第 1 の電気エネルギーがエンドエフェクタ 6 及び対極板 1 2 へ出力される場合も、エンドエフェクタ 6 と生体組織との間の隙間において、放電が生じることもあれば、放電が生じないこともあると解されている。

[0031] また、第 2 の制御モードでは、プロセッサ 15 は、例えば、出力電流 I の電流値を経時的に一定又は略一定にする定電流制御で、第 2 の電気エネルギーの出力を制御する。ここで、超音波振動によるエンドエフェクタ 6 での

振幅及び振動速度は、出力電流 I' の大きさに対応して変化する。このため、第2の電気エネルギーの出力について定電流制御が行われる場合、エンドエフェクタ6での振幅及び振動速度は、経時的に一定又は略一定に維持される。

[0032] また、第2の制御モードでは、エンドエフェクタ6において超音波振動に起因する摩擦熱によって生体組織を切開可能及び／又は変性可能（凝固可能）な状態に、出力電流 I' の大きさが調整され、エンドエフェクタ6での振幅及び振動速度が調整される。すなわち、第2の制御モードでは、エンドエフェクタ6において超音波振動に起因する摩擦熱によって生体組織を切開可能及び／又は変性可能な状態に、超音波トランスデューサ18への第2の電気エネルギーの出力が制御される。

[0033] 第2の制御モードでは、超音波振動によってエンドエフェクタ6が高速で振動する。このため、第2の制御モードで出力制御が行われている状態でエンドエフェクタ6を生体組織に近接又は接触させることにより、エンドエフェクタ6は、生体組織への接触及び生体組織からの離間を高速で繰返す。また、第2の制御モードでは、第2の電圧波形で第1の電気エネルギーが出力されるため、エンドエフェクタ6と生体組織との間に隙間が生じると、前述のように、エンドエフェクタ6と生体組織との間で放電が生じる。このため、エンドエフェクタ6が生体組織への接触及び生体組織からの離間を高速で繰返すことにより、エンドエフェクタ6と生体組織との間の隙間で放電が発生し、放電された高周波電流が生体組織に付与される。放電された高周波電流が生体組織に付与されることにより、放電に起因して発生した熱によって、生体組織において表面部が凝固と同時に切開される。

[0034] なお、放電によって生体組織が凝固と同時に切開されている状態においても、生体組織に高周波電流が流れ、生体組織においてジュール熱が発生する。そして、ジュール熱によっても、生体組織が変性及び凝固される。ただし、第2の制御モードで出力制御が行われている状態では、エンドエフェクタ6と生体組織との間で放電が生じるため、第1の制御モードで出力制御が行

われている状態に比べて、生体組織に流れる高周波電流は小さく、生体組織で発生するジュール熱は小さい。

[0035] また、第2の制御モードで出力制御が行われている状態でエンドエフェクタ6を生体組織に近接又は接触させることにより、高速で振動するエンドエフェクタ6と生体組織との間に摩擦熱が発生する。そして、超音波振動に起因する摩擦熱によっても、生体組織が切開及び／又は変性（凝固）される。また、第2の制御モードでは、エンドエフェクタ6が高速で振動するため、生体組織のエンドエフェクタ6への貼付きが、有効に防止される。

[0036] 図5は、処置具2への電気エネルギーの出力制御においてプロセッサ15によって行われる処理を示すフローチャートである。図5に示すように、プロセッサ15は、操作ボタン11等の操作部材で操作が入力されたか否か、すなわち、操作部材での操作入力がONかOFFかを判断する(S101)。操作が入力されていない場合は(S101-No)、処理はS101に戻る。すなわち、プロセッサ15は、電気エネルギーを処置具2に供給させる操作が入力されるまで、待機する。操作部材で操作が入力されると(S101-Yes)、プロセッサ15は、前述した第1の制御モードで、第1の電気エネルギーの出力及び第2の電気エネルギーの出力を制御する。

[0037] 第1の制御モードでの出力制御が開始されると、プロセッサ15は、第1の電圧波形で第1の電気エネルギーをエンドエフェクタ6及び対極板12へ出力させる(S102)。すなわち、第1の電圧波形でのHF (high-frequency) 出力が行われる。また、第1の制御モードでは、プロセッサ15は、超音波トランスデューサ18への第2の電気エネルギーの出力、すなわち、US (ultrasonic) 出力が行われない状態を、維持する(S103)。そして、プロセッサ15は、生体組織の状態に対応して変化するパラメータとして、エンドエフェクタ6と対極板12との間のインピーダンスZ、すなわち、出力電流Iが流れる回路のインピーダンスを取得する(S104)。

[0038] そして、プロセッサ１５は、操作ボタン１１等での操作入力に停止されたか否か、すなわち、操作ボタン１１での操作入力にＯＮからＯＦＦに切替わ

ったか否かを判断する（S 1 0 5）。操作入力が停止された場合は（S 1 0 5－Y e s）、プロセッサ 1 5 は、第 1 の電気エネルギーの出力（H F 出力）を停止し、第 1 の電気エネルギーの出力が行われず、かつ、第 2 の電気エネルギーの出力（U S 出力）が行われない状態にする（S 1 0 6）。一方、操作ボタン 1 1 での操作入力が続いている場合は（S 1 0 5－N o）、プロセッサ 1 5 は、S 1 0 3 で取得したインピーダンス Z が所定の閾値 Z_{th} より高いか否かを判断する（S 1 0 7）。これにより、所定の条件を満たしたか否かがプロセッサ 1 5 で判断される。所定の閾値 Z_{th} は、タッチパネル 1 7 で設定されてもよく、記憶媒体 1 6 に記憶されていてもよい。また、プロセッサ 1 5 は、所定の閾値 Z_{th} を $500\ \Omega$ 以上 $1000\ \Omega$ 以下の範囲で設定する。

[0039] インピーダンス Z が所定の閾値 Z_{th} 以下の場合は（S 1 0 7－N o）、処理は、S 1 0 2 に戻り、プロセッサ 1 5 は、S 1 0 2 以降の処理を順次に行う。したがって、操作入力の ON が継続され、かつ、インピーダンス Z が所定の閾値 Z_{th} 以下の間は、第 1 の制御モードでの出力制御が継続される。インピーダンス Z が所定の閾値より高い場合は（S 1 0 7－Y e s）、プロセッサ 1 5 は、所定の条件を満たしたと判断し、第 2 の制御モードでの出力制御を開始する。すなわち、処置具 2 への電気エネルギーの出力制御について、第 1 の制御モードから第 2 の制御モードに切替えられる。

[0040] 第 2 の制御モードでの出力制御が開始されると、プロセッサ 1 5 は、第 2 の電圧波形で第 1 の電気エネルギーをエンドエフェクタ 6 及び対極板 1 2 へ出力させる（S 1 0 8）。すなわち、第 2 の電圧波形での H F（high-frequency）出力が行われる。また、第 2 の制御モードでは、プロセッサ 1 5 は、超音波トランスデューサ 1 8 への第 2 の電気エネルギーを出力させる（S 1 0 9）。この際、超音波振動に起因する摩擦熱によって生体組織を切開可能及び／又は変性可能な状態に、出力電流 I の大きさが調整される。すなわち、超音波振動に起因する摩擦熱によって生体組織を切開可能及び／又は変性可能な状態に、U S 出力について出力制御が行われる。また、第 2 の制御モ

ードにおいても、プロセッサ15は、インピーダンス Z を取得する（S110）。

[0041] そして、プロセッサ15は、操作ボタン11等での操作入力が停止されたか否かを判断する（S111）。操作入力が停止された場合は（S111-Yes）、プロセッサ15は、第1の電気エネルギーの出力（HF出力）及び第2の電気エネルギーの出力（US出力）を停止させる。すなわち、処理は、S106に進み、プロセッサ15は、第1の電気エネルギーの出力が行われず、かつ、第2の電気エネルギーの出力が行われない状態にする（S106）。一方、操作ボタン11での操作入力が続いている場合は（S105-No）、プロセッサ15は、S110で取得したインピーダンス Z が所定の閾値 Z_{th} 以下である否かを判断する（S112）。なお、S112で用いる所定の閾値 Z_{th} は、S107の判断で用いられる所定の閾値 Z_{th} と同一である。

[0042] インピーダンス Z が所定の閾値 Z_{th} より高い場合は（S112-No）、処理は、S108に戻り、プロセッサ15は、S108以降の処理を順次に行う。したがって、操作入力のONが続けられ、かつ、インピーダンス Z が所定の閾値 Z_{th} より高い間は、第2の制御モードでの出力制御が続けられる。インピーダンス Z が所定の閾値以下の場合は（S112-Yes）、処理はS102に進み、プロセッサ15は、S102以降の処理を順次に行う。したがって、操作入力のONが続けられ、かつ、インピーダンス Z が所定の閾値 Z_{th} 以下になった場合は、プロセッサ15は、処置具2への電気エネルギーの出力制御について第2の制御モードから第1の制御モードに切替え、再び第1の制御モードでの出力制御を行う。この場合、プロセッサ15は、第2の制御モードでの出力制御の後に、再び第1の制御モードでの出力制御を行う。

[0043] また、再び第1の制御モードでの出力制御に切替えられた後、インピーダンス Z が所定の閾値 Z_{th} より高くなると（S107-Yes）、プロセッサ15は、再び第2の制御モードでの出力制御に切替える。この場合、プロ

セッサ 15 は、第 1 の制御モードでの出力制御及び第 2 の制御モードでの出力制御を交互に繰返す。

[0044] 本実施形態の処置システム 1 を用いた処置として、内部（深部）に多数の血管が延設される肝臓等の実質臓器を、処置対象として凝固及び切開することがある。この場合、第 1 の制御モード又は第 2 の制御モードで出力制御が行われている状態において、エンドエフェクタ 6 を生体組織である実質臓器に近接又は接触させ、前述のように処置エネルギーを実質臓器に付与する。

[0045] 実質臓器のある部位に処置エネルギーが付与され始めてからある程度の時間が経過するまでは、処置エネルギーが付与されている部位及びその近傍において、温度が低く、かつ、水分も多い。このため、実質臓器のある部位に処置エネルギーが付与され始めてからある程度の時間が経過するまでは、インピーダンス Z は低く、プロセッサ 15 は、インピーダンス Z が所定の閾値 Z_{th} 以下であると判断する。したがって、実質臓器のある部位に処置エネルギーが付与され始めてからある程度の時間が経過するまでは、プロセッサ 15 は、第 1 の制御モードでの出力制御を継続する。これにより、実質臓器において処置エネルギーが付与されている部位では、処置エネルギーが付与され始めてからある程度の時間が経過するまでは、深部まで十分な高周波電流が流れ、表面部だけでなく深部も、ジュール熱によって変性及び凝固される。

[0046] そして、実質臓器において処置エネルギーが付与されている部位がジュール熱によってある程度変性されると、処置エネルギーが付与される部位及びその近傍では、温度が上昇するとともに、脱水される。このため、実質臓器においてある部位に処置エネルギーが付与され始めてからある程度の時間が経過すると、インピーダンス Z が上昇する。したがって、実質臓器においてある部位に処置エネルギーが付与され始めてからある程度の時間が経過し、プロセッサ 15 が、インピーダンス Z が所定の閾値 Z_{th} より高いと判断すると、プロセッサ 15 は、第 2 の制御モードでの出力制御に切替える。そして、第 2 の制御モードでの出力制御に切替えられると、実質臓器において処

置エネルギーが付与されている部位では、放電に起因して発生した熱によって、表面部が凝固と同時に切開される。この際、実質臓器において処置エネルギーが付与されている部位では、超音波振動に起因する摩擦熱によっても、表面部が切開及び／又は変性（凝固）される。

[0047] そして、実質臓器の処置エネルギーが付与されている部位において表面部が切開及び凝固されると、術者は、エンドエフェクタ 6 を実質臓器の表面に沿って移動させる。そして、実質臓器において切開及び凝固が行われていない別のある部位に、エンドエフェクタ 6 を近接又は接触させる。実質臓器においてエンドエフェクタ 6 を移動した別のある部位及びその近傍では、温度が低く、かつ、水分が多い。このため、実質臓器において別のある部位にエンドエフェクタ 6 を移動し、別のある部位に処置エネルギーを付与し始めると、インピーダンス Z が低下し、プロセッサ 15 は、インピーダンス Z が所定の閾値 Z_{th} 以下であると判断する。したがって、実質臓器において別のある部位に処置エネルギーが付与され始めると、プロセッサ 15 は、第 1 の制御モードでの出力制御に切替える。

[0048] そして、実質臓器においてエンドエフェクタ 6 を移動した別のある部位でも、前述のようにして処置が行われる。すなわち、実質臓器においてエンドエフェクタ 6 を移動した別のある部位でも、高周波電流に起因するジュール熱によって、表面部及び深部が変性及び凝固される。そして、ジュール熱によって表面部及び深部がある程度変性されると、第 2 の制御モードでの出力制御に切替えられ、プロセッサ 15 は、放電に起因する熱及び超音波振動によって、表面部が凝固と同時に切開される。

[0049] 図 6 は、処置システム 1 を用いた処置における第 1 の制御モードと第 2 の制御モードとの間の経時的な切替わりの一例を示す。前述のように、実質臓器において処置が行われるため、図 6 に示すように、プロセッサ 15 は、処置において、第 1 の制御モードの出力制御の後に第 2 の制御モードでの出力制御を行う。そして、プロセッサ 15 は、第 2 の制御モードでの出力制御の後に、再び第 1 の制御モードでの出力制御を行う。すなわち、前述のように

処置が行われることにより、プロセッサ 15 は、第 1 の制御モードでの出力制御及び第 2 の制御モードでの出力制御を交互に繰り返す。なお、図 6 では、横軸に時間 t を示す。そして、図 6 では、第 1 の制御モードで出力制御が行われている期間を斜線のハッチングで示し、第 2 の制御モードで出力制御が行われている期間をドットのハッチングで示す。

[0050] 前述のように、本実施形態の処置システム 1 を用いることにより、生体組織において処置エネルギーが付与される部位では、まず、高周波電流に起因するジュール熱によって、表面部及び深部が変性及び凝固される。そして、表面部及び深部が十分に凝固された後に、放電に起因する熱及び超音波振動によって、表面部が凝固と同時に切開される。ジュール熱によって深部まで凝固された後に、放電による切開が行われるため、深部に多数の血管が延設される肝臓等の実質臓器を凝固及び切開する処置においても、凝固及び切開された部位が適切に止血される。また、放電される高周波電流を生体組織に付与することにより生体組織の表面部が凝固と同時に切開されるため、凝固及び切開された部位が適切に切開される。また、放電によって生体組織の表面部を凝固と同時に切開している状態では、超音波振動によってエンドエフェクタ 6 が振動する。このため、例えばエンドエフェクタ 6 を移動させながら放電によって生体組織の表面部を凝固と同時に切開している状態において、生体組織のエンドエフェクタ 6 への貼り付きが防止される。

[0051] 本実施形態では、第 1 の電気エネルギーの出力及び第 2 の電気エネルギーの出力が前述のように制御されるため、高周波電流及び超音波振動によって生体組織を凝固及び切開する処置において、高周波電流及び超音波振動が付与された部位が、適切に切開及び止血される。そして、本実施形態では、第 1 の制御モードと第 2 の制御モードとの間が自動的に切替わる。このため、エンドエフェクタ 6 を体外に抜脱すること等なく、エンドエフェクタ 6 によって処置対象の深部まで熱で止血しながら処置対象を切開することが、1アクションで行われる。

[0052] (変形例)

なお、ある変形例では、エンドエフェクタ 6 に温度センサ（図示しない）が取付けられ、温度センサによってエンドエフェクタの温度 T が検出される。そして、インピーダンス Z の代わりに温度 T に基づいて、第 1 の制御モードと第 2 の制御モードとの間が切替られる。本変形例では、S 1 0 4 及び S 1 1 0 のそれぞれの処理の代わりに、プロセッサ 1 5 は、温度センサ等の検出結果から、エンドエフェクタ 6 の温度 T を取得する。そして、S 1 0 7 の処理の代わりに、プロセッサ 1 5 は、温度 T が所定の閾値 T_{th} より高いか否かを判断する。この際、温度 T が所定の閾値 T_{th} 以下の場合は、処理は S 1 0 2 に戻り、プロセッサ 1 5 は、第 1 の制御モードでの電気エネルギーの出力制御を継続する。一方、温度 T が所定の閾値 T_{th} より高い場合は、プロセッサ 1 5 は、所定の条件を満たしたと判断する。そして、処理は S 1 0 8 に進み、プロセッサ 1 5 は、第 2 の制御モードでの出力制御に切替える。

[0053] また、本変形例では、S 1 1 1 の処理の代わりに、プロセッサ 1 5 は、温度 T が所定の閾値 T_{th} 以下であるか否かを判断する。この際、温度 T が所定の閾値 T_{th} より高い場合は、処理は S 1 0 8 に戻り、プロセッサ 1 5 は、第 2 の制御モードでの電気エネルギーの出力制御を継続する。一方、温度 T が所定の閾値 T_{th} 以下の場合は、処理は S 1 0 2 に進み、プロセッサ 1 5 は、第 1 の制御モードでの出力制御に切替える。なお、所定の閾値 T_{th} は、タッチパネル 1 7 で設定されてもよく、記憶媒体 1 6 に記憶されていてもよい。また、温度 T は、インピーダンス Z と同様に、生体組織の状態に対応して変化するパラメータである。

[0054] 前述のように、処置エネルギーが付与され始めてからある程度の時間が経過するまでは、処置エネルギーが付与されている部位及びその近傍において、温度が低い。このため、処置エネルギーが付与され始めてからある程度の時間が経過するまでは、エンドエフェクタ 6 の温度 T は低く、プロセッサ 1 5 は、温度 T が所定の閾値 T_{th} 以下であると判断する。したがって、前述の実施形態等と同様に本変形例でも、処置エネルギーが付与され始めてから

ある程度の時間が経過するまでは、第１の制御モードでの出力制御を継続され、高周波電流に起因するジュール熱によって、生体組織（実質臓器）の表面部及び深部が変性及び凝固される。

[0055] また、前述のように、ジュール熱によって生体組織がある程度変性されると、処置エネルギーが付与される部位及びその近傍では、温度が上昇する。このため、処置エネルギーが付与され始めてからある程度の時間が経過すると、エンドエフェクタ６の温度 T が上昇し、プロセッサ１５は、温度 T が所定の閾値 T_{th} より高いと判断する。したがって、処置エネルギーが付与されている部位がジュール熱によってある程度変性されると、プロセッサ１５は、第２の制御モードでの出力制御に切替える。そして、放電に起因する熱及び超音波振動に起因する摩擦熱によって、生体組織（実質臓器）の表面部を凝固と同時に切開する。

[0056] そして、放電及び超音波振動によって生体組織の表面部を凝固及び切開した後に、エンドエフェクタ６は移動され、別のある部位に処置エネルギーを付与し始める。この際、エンドエフェクタ６を移動させた部位及びその近傍では、温度が低い。このため、エンドエフェクタ６を生体組織において別のある部位に移動させると、エンドエフェクタ６の温度 T が低下し、プロセッサ１５は、温度 T が所定の閾値 T_{th} 以下であると判断する。したがって、生体組織において別のある部位に処置エネルギーが付与され始めると、プロセッサ１５は、第１の制御モードでの出力制御に切替える。

[0057] 前述のように、温度 T に基づいて第１の制御モードと第２の制御モードとの間を切替えても、実質臓器等の生体組織を凝固及び切開する処置において、前述の実施形態等と同様に、第１の制御モードと第２の制御モードとの間が適切に切替えられる。したがって、本変形例でも、前述の実施形態等と同様の作用及び効果を有する。

[0058] また、別のある変形例では、Ｓ１０４及びＳ１１０のそれぞれの処理の代わりに、プロセッサ１５は、出力電流 I' が流れる回路のインピーダンスとして、超音波トランスデューサ１８のインピーダンス Z' を取得する。この

場合、S 1 0 3 の処理の代わりに、プロセッサ 1 5 は、超音波トランスデューサ 1 8 に低出力（微小出力）で第 2 の電気エネルギーを出力させる。この際、エンドエフェクタ 6 を生体組織に接触又は近接させても、超音波振動によって生体組織が変性及び切開されない程度の低出力で、第 2 の電気エネルギーが出力される。すなわち、本変形例では、第 1 の制御モードにおいて U S 出力が行われるが、第 2 の電気エネルギーの出力によってインピーダンス Z' が検出されればよく、出力源 3 1 からの出力電流 I' は微小である。このため、エンドエフェクタ 6 での振幅及び振動速度は小さく、生体組織は超音波振動に起因して変性されず、かつ、切開されない。

[0059] また、本変形例では、S 1 0 7 の処理の代わりに、プロセッサ 1 5 は、インピーダンス Z' が所定の閾値 Z'_{th} より高いか否かを判断する。この際、インピーダンス Z' が所定の閾値 Z'_{th} 以下の場合は、処理は S 1 0 2 に戻り、プロセッサ 1 5 は、第 1 の制御モードでの電気エネルギーの出力制御を継続する。一方、インピーダンス Z' が所定の閾値 Z'_{th} より高い場合は、プロセッサ 1 5 は、所定の条件を満たしたと判断する。そして、処理は S 1 0 8 に進み、プロセッサ 1 5 は、第 2 の制御モードでの出力制御に切替える。

[0060] また、本変形例では、S 1 1 1 の処理の代わりに、プロセッサ 1 5 は、インピーダンス Z' が所定の閾値 Z'_{th} 以下であるか否かを判断する。この際、インピーダンス Z' が所定の閾値 Z'_{th} より高い場合は、処理は S 1 0 8 に戻り、プロセッサ 1 5 は、第 2 の制御モードでの電気エネルギーの出力制御を継続する。一方、インピーダンス Z' が所定の閾値 Z'_{th} 以下の場合は、処理は S 1 0 2 に進み、プロセッサ 1 5 は、第 1 の制御モードでの出力制御に切替える。なお、所定の閾値 Z'_{th} は、タッチパネル 1 7 で設定されてもよく、記憶媒体 1 6 に記憶されていてもよい。また、インピーダンス Z' は、インピーダンス Z と同様に、生体組織の状態に対応して変化するパラメータである。

[0061] ここで、ジュール熱によって生体組織がある程度変性されるまでは、生体

組織は軟らかいため、エンドエフェクタ 6 は、超音波振動によって振動し易い。このため、ジュール熱によって生体組織がある程度変性されるまでは、インピーダンス Z' は低く、インピーダンス Z' が所定の閾値 Z'_{th} 以下であると判断される。一方、ジュール熱によって生体組織がある程度変性されると、生体組織は硬化するため、エンドエフェクタ 6 は、超音波振動によって振動し難くなる。このため、ジュール熱によって生体組織がある程度変性されると、インピーダンス Z' は上昇し、インピーダンス Z' が所定の閾値 Z'_{th} より高いと判断される。

[0062] したがって、インピーダンス Z' に基づいて第 1 の制御モードと第 2 の制御モードとの間を切替えても、実質臓器等の生体組織を凝固及び切開する処置において、前述の実施形態等と同様に、第 1 の制御モードと第 2 の制御モードとの間が適切に切替えられる。このため、本変形例でも、前述の実施形態等と同様の作用及び効果を有する。

[0063] また、別のある変形例では、S 1 0 4 の処理の代わりに、プロセッサ 1 5 は、第 1 の制御モードでの出力制御の継続時間 Y を取得し、S 1 1 0 の処理の代わりに、プロセッサ 1 5 は、第 2 の制御モードでの出力制御の継続時間 Y' を取得する。そして、S 1 0 7 の処理の代わりに、プロセッサ 1 5 は、継続時間 Y が所定の閾値 Y_{th} より長いかな否かを判断する。この際、継続時間 Y が所定の閾値 Y_{th} 以下の場合は、処理は S 1 0 2 に戻り、プロセッサ 1 5 は、第 1 の制御モードでの電気エネルギーの出力制御を継続する。一方、継続時間 Y が所定の閾値 Y_{th} より長い場合は、プロセッサ 1 5 は、所定の条件を満たしたと判断する。そして、処理は S 1 0 8 に進み、プロセッサ 1 5 は、第 2 の制御モードでの出力制御に切替える。

[0064] また、本変形例では、S 1 1 1 の処理の代わりに、プロセッサ 1 5 は、継続時間 Y' が所定の閾値 Y'_{th} より長いかな否かを判断する。この際、継続時間 Y' が所定の閾値 Y'_{th} 以下の場合は、処理は S 1 0 8 に戻り、プロセッサ 1 5 は、第 2 の制御モードでの電気エネルギーの出力制御を継続する。一方、継続時間 Y' が所定の閾値 Y'_{th} より長い場合は、処理は S 1 0

2に進み、プロセッサ15は、第1の制御モードでの出力制御に切替える。
なお、所定の閾値 Y_{th} 、 Y'_{th} のそれぞれは、タッチパネル17で設定されてもよく、記憶媒体16に記憶されていてもよい。また、ある実施例では、所定の閾値 Y_{th} 、 Y'_{th} のそれぞれは、例えば0.5秒～2秒に設定される。

[0065] 本変形例でも、所定の閾値 Y_{th} 、 Y'_{th} が適切に設定されることにより、実質臓器等の生体組織を凝固及び切開する処置において、前述の実施形態等と同様に、第1の制御モードと第2の制御モードとの間が適切に切替えられる。このため、本変形例でも、前述の実施形態等と同様の作用及び効果を有する。

[0066] また、前述の実施形態等では、電源装置3が1つのみ設けられるが、ある変形例では、第1の電気エネルギーを出力する電源装置及び第2の電気エネルギーを出力する電源装置が別体である。この場合、第1の電気エネルギーを出力する電源装置には、前述の出力源21、電流検出回路25、電圧検出回路26及びA/D変換器27が設けられる。そして、第2の電気エネルギーを出力する電源装置には、前述の出力源31、電流検出回路35、電圧検出回路36及びA/D変換器37が設けられる。また、電源装置のそれぞれには、記憶媒体及び1つ以上のプロセッサが設けられる。そして、電源装置のそれぞれに設けられる1つ以上のプロセッサによって、処置システム1を制御する制御装置が形成され、前述した処理が行わる。

[0067] また、別のある変形例では、処置具2に前述した処理を行う1つ以上のプロセッサが設けられ、処置具2に設けられる1つ以上のプロセッサによって、処置システム1を制御する制御装置が形成される。

[0068] 前述の実施形態等では、プロセッサ(15)は、第1の制御モードにおいて、クレストファクタが1.5以下の第1の電圧波形でエンドエフェクタ(6)に第1の電気エネルギーを出力させ、第2の制御モードにおいて、エンドエフェクタ(6)と生体組織との間で放電を生じさせる第2の電圧波形でエンドエフェクタ(6)に第1の電気エネルギーを出力させるとともに、エ

ンドエフェクタ（６）において前記超音波振動に起因する摩擦熱によって生体組織を切開可能及び／又は変性可能な状態に、超音波トランスデューサ（１８）に第２の電気エネルギーを出力させる。プロセッサ（１５）は、第１の制御モードにおいて所定の条件を満たしたことに基づいて、第２の制御モードに切替える。

[0069] なお、本願発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々に変形することが可能である。また、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせて実施してもよく、その場合組み合わせた効果が得られる。更に、上記実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適当な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。

請求の範囲

[請求項1] 第1の電気エネルギーが供給されることにより、高周波電流を生体組織に付与可能になるエンドエフェクタと、第2の電気エネルギーが供給されることにより、超音波振動を生成し、生成した前記超音波振動を前記エンドエフェクタに伝達する超音波トランスデューサと、を備える処置具とともに用いられる制御装置であって、

第1の制御モードでは、クレストファクタが1.5以下の第1の電圧波形で前記エンドエフェクタに前記第1の電気エネルギーを出力させ、

第2の制御モードでは、前記エンドエフェクタと前記生体組織との間で放電を生じさせる第2の電圧波形で前記エンドエフェクタに前記第1の電気エネルギーを出力させるとともに、前記エンドエフェクタにおいて前記超音波振動に起因する摩擦熱によって前記生体組織を切開可能及び／又は変性可能な状態に、前記超音波トランスデューサに前記第2の電気エネルギーを出力させ、

前記第1の制御モードにおいて所定の条件を満たしたことに基づいて、前記第2の制御モードに切替える、

プロセッサを具備する制御装置。

[請求項2] 前記プロセッサは、前記生体組織の状態に対応して変化するパラメータを取得するとともに、取得した前記パラメータに基づいて、前記所定の条件を満たしたか否かを判断する、請求項1の制御装置。

[請求項3] 前記プロセッサは、前記パラメータとして前記高周波電流が流れる回路のインピーダンスを取得し、

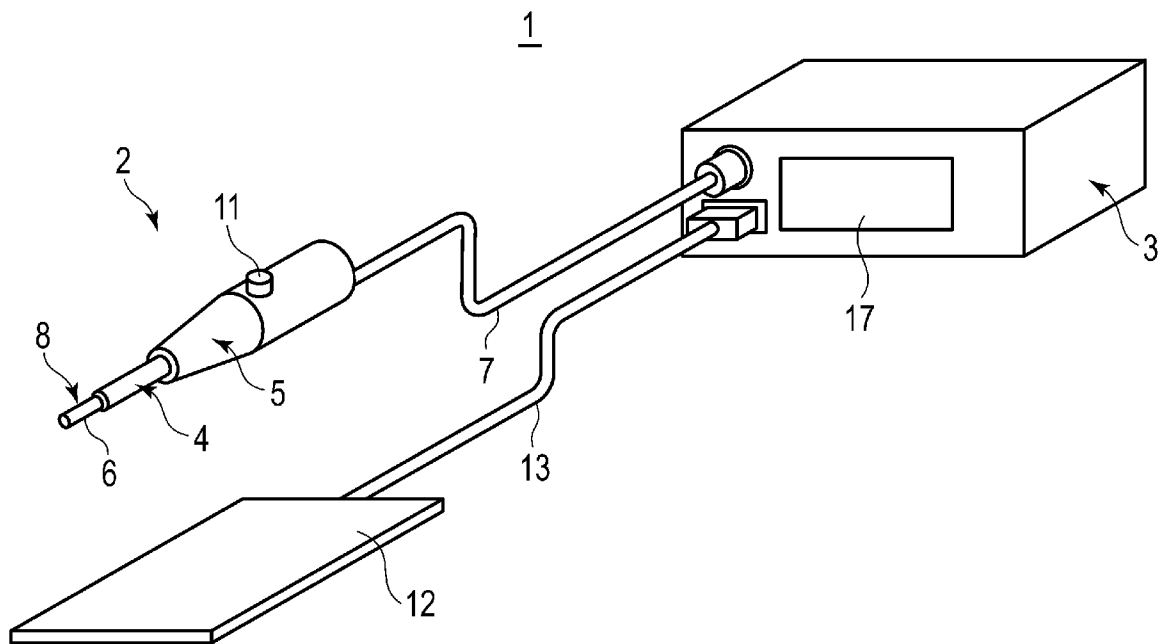
前記プロセッサは、前記インピーダンスが所定の閾値より高いことに基づいて、前記所定の条件を満たしたと判断する、

請求項2の制御装置。

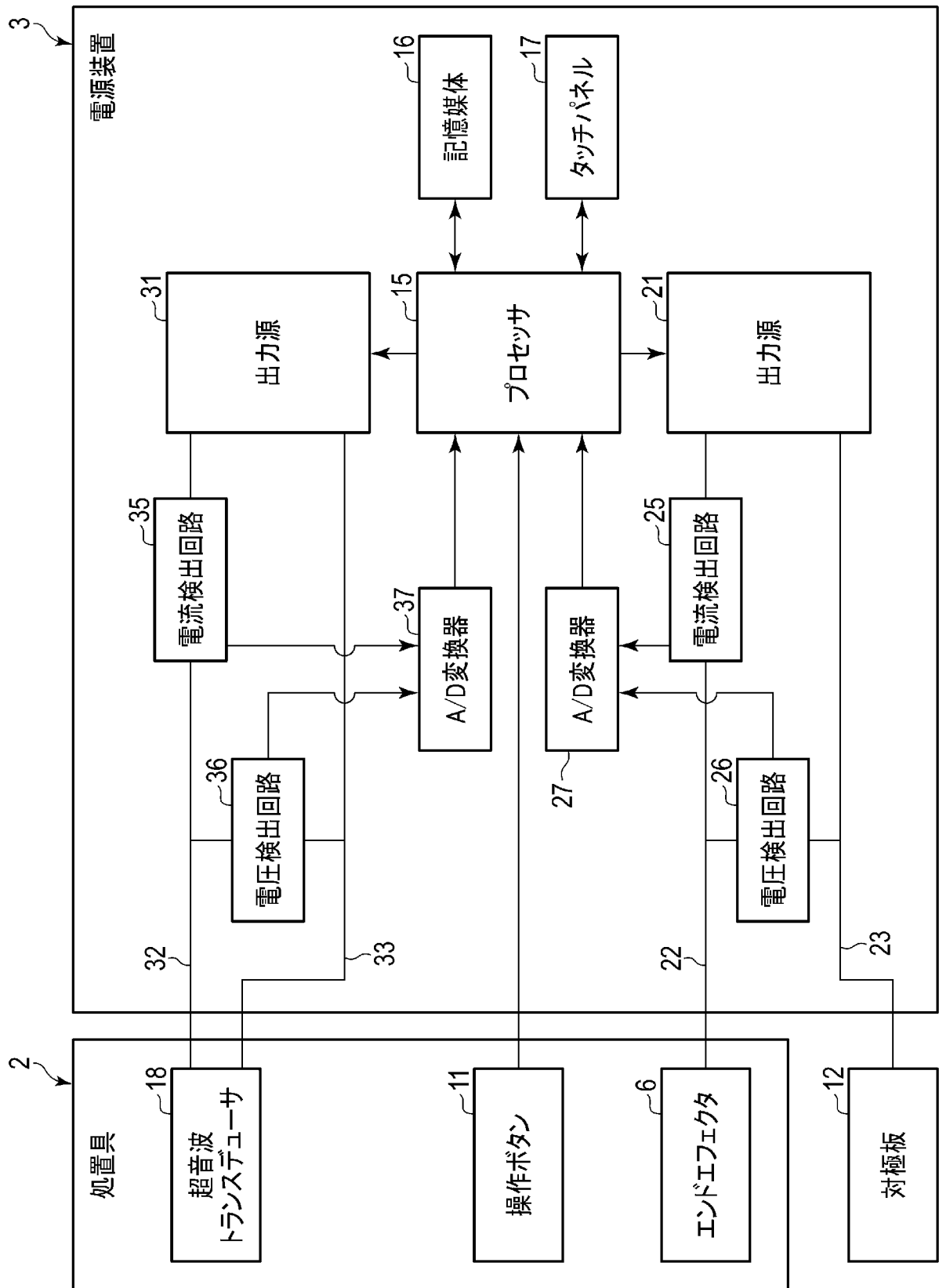
[請求項4] 前記プロセッサは、前記所定の閾値を500Ω以上1000Ω以下の範囲で設定する、請求項3の制御装置。

- [請求項5] 前記プロセッサは、前記パラメータとして前記エンドエフェクタの温度を取得し、
前記プロセッサは、前記温度が所定の閾値より高いことに基づいて、前記所定の条件を満たしたと判断する、
請求項2の制御装置。
- [請求項6] 前記プロセッサは、前記パラメータとして前記超音波トランスデューサのインピーダンスを取得し、
前記プロセッサは、前記インピーダンスが所定の閾値より高いことに基づいて、前記所定の条件を満たしたと判断する、
請求項2の制御装置。
- [請求項7] 前記プロセッサは、前記第1の制御モードでの出力制御の継続時間が所定の閾値より長いことに基づいて、前記所定の条件を満たしたと判断する、請求項1の制御装置。
- [請求項8] 前記プロセッサは、前記第2の制御モードでの出力制御の後に、再び前記第1の制御モードでの出力制御を行う、請求項1の制御装置。
- [請求項9] 前記プロセッサは、前記第1の制御モードでの前記出力制御及び前記第2の制御モードでの前記出力制御を交互に繰返す、請求項8の制御装置。

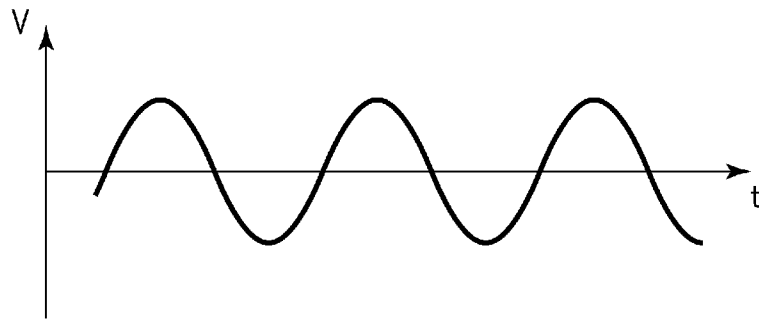
[図1]



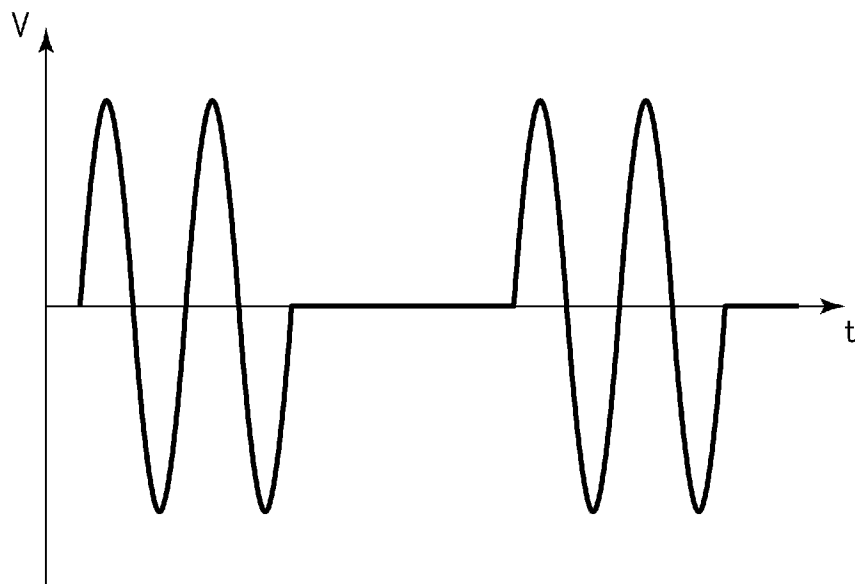
[図2]



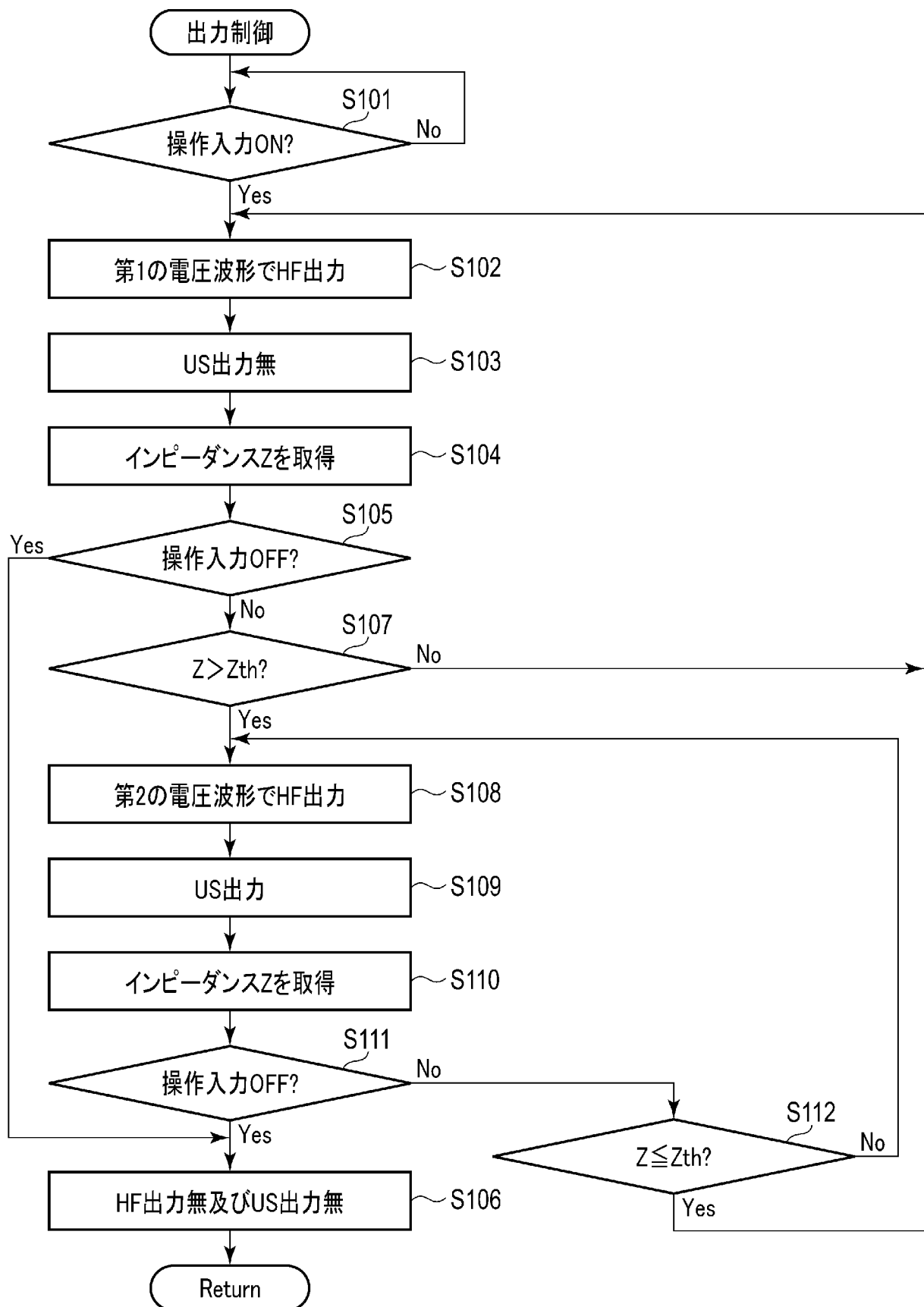
[図3]



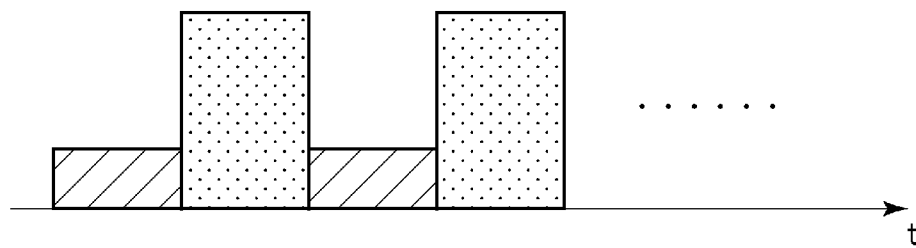
[図4]



[図5]



[図6]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/021941

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B18/12(2006.01) i, A61B17/32(2006.01) i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B17/00-18/28

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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.
Y A	JP 2012-223585 A (Erbe Elektromedizin GmbH), 15 November 2012 (15.11.2012), claims 1 to 3; paragraphs [0001], [0012], [0018], [0023] to [0042]; fig. 1 to 6 & JP 5680013 B2 & CN 102772247 A & CN 102772247 B & EP 2514380 A1 & EP 2514380 B1 & US 2012/0271304 A1 claims 1 to 3; paragraphs [0002], [0011], [0017], [0026] to [0045]; fig. 1 to 6	1-5, 7-9 6
Y A	WO 2016/203867 A1 (Olympus Corp.), 22 December 2016 (22.12.2016), paragraphs [0001], [0079] to [0085]; fig. 14 to 15 & JP 6095878 B1	1-5, 7-9 6



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

21 July 2017 (21.07.17)

Date of mailing of the international search report

01 August 2017 (01.08.17)

Name and mailing address of the ISA/

Japan Patent Office

3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,

Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/021941

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-5370 A (Olympus Medical Systems Corp.), 14 January 2010 (14.01.2010), paragraphs [0015] to [0112]; fig. 1 to 7 & JP 4579324 B2 & EP 2138123 A1 & EP 2138123 B1 & US 2009/0326569 A1 paragraphs [0038] to [0143]; fig. 1 to 7 & US 8372070 B2 & US 2013/0123820 A1 & US 8808286 B2	1-9

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B18/12(2006.01)i, A61B17/32(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B17/00-18/28

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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2012-223585 A（エルベ エレクトロメディジン ゲーエムベー ハー）2012.11.15, 請求項1-3, 段落[0001], [0012], [0018], [0023]-[0042], 図1-6 & JP 5680013 B2 & CN 102772247 A & CN 102772247 B & EP 2514380 A1 & EP 2514380 B1 & US 2012/0271304 A1, 請求項1-3, 段落[0002], [0011], [0017], [0026]-[0045], 図1-6	1-5, 7-9 6

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

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

21.07.2017

国際調査報告の発送日

01.08.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

木村 立人

電話番号 03-3581-1101 内線 3386

31

3616

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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 A	WO 2016/203867 A1 (オリンパス株式会社) 2016.12.22, 段落[0001], [0079]-[0085], 図14-15 & JP 6095878 B1	1-5, 7-9 6
A	JP 2010-5370 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.01.14, 段落 [0015]-[0112], 図1-7 & JP 4579324 B2 & EP 2138123 A1 & EP 2138123 B1 & US 2009/0326569 A1, 段落 [0038]-[0143], 図1-7 & US 8372070 B2 & US 2013/0123820 A1 & US 8808286 B2	1-9