

(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
2016年10月6日(06.10.2016)



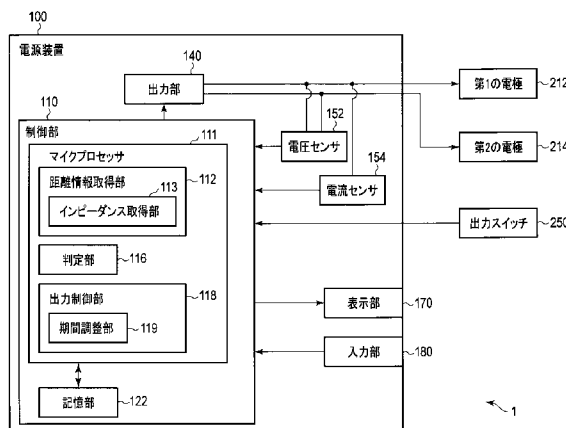
(10) 国際公開番号
WO 2016/158214 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 18/12 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/056965
 - (22) 国際出願日: 2016年3月7日(07.03.2016)
 - (25) 国際出願の言語: 日本語
 - (26) 国際公開の言語: 日本語
 - (30) 優先権データ:
特願 2015-075408 2015年4月1日(01.04.2015) JP
 - (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
 - (72) 発明者: 菅原 建功 (SUGAWARA, Tateyuki); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 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3丁目2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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, 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:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: POWER SUPPLY DEVICE FOR HIGH FREQUENCY TREATMENT INSTRUMENT, HIGH FREQUENCY TREATMENT SYSTEM, AND CONTROL METHOD FOR HIGH FREQUENCY TREATMENT INSTRUMENT

(54) 発明の名称: 高周波処置具のための電源装置、高周波処置システム、及び高周波処置具の制御方法

[図1]



- | | |
|---|----------------------|
| 100 Power source device | 140 Output unit |
| 110 Control unit | 152 Voltage sensor |
| 111 Microprocessor | 154 Current sensor |
| 112 Distance information acquisition unit | 170 Display unit |
| 113 Impedance acquisition unit | 180 Input unit |
| 116 Determination unit | 212 First electrode |
| 118 Output control unit | 214 Second electrode |
| 119 Period adjustment unit | 250 Output switch |
| 122 Storage unit | |

(57) Abstract: A power source device (100) for a high frequency treatment instrument for treating body tissue is provided with an output unit (140), a distance information acquisition unit (112), a determination unit (116), and an output control unit (118). The output unit (140) supplies high frequency electricity to electrodes of the high frequency treatment instrument. The distance information acquisition unit (112) acquires distance information relating to the distance between the body tissue and the electrodes. The determination unit (116) determines whether or not the distance information satisfies a first condition. The output control unit (118) controls the output unit (140) so that when the distance information satisfies the first condition, the output of the output unit (140) is suppressed, and when a second condition is satisfied after the output is suppressed, the output is set to a first output level that is higher than the output level in the suppressed state.

(57) 要約: 生体組織を処置する高周波処置具のための電源装置(100)は、出力部(140)と、距離情報取得部(112)と、判定部(116)と、出力制御部(118)とを備える。出力部(140)は、高周波処置具の電極に高周波電力を供給する。距離情報取得部(112)は、生体組織と電極との間の距離に係る距離情報を取得する。判定部(116)は、距離情報が第1の条件を満たすか否かを判定する。出力制御部(118)は、距離情報が第1の条件を満たすとき、出力部(140)による出力を抑制状態とし、出力を抑制状態とした後に第2の条件を満たしたときに出力を抑制状態における出力レベルよりも高い第1の出力レベルとするよう出力部(140)を制御する。

件を満たすか否かを判定する。出力制御部(118)は、距離情報が第1の条件を満たすとき、出力部(140)による出力を抑制状態とし、出力を抑制状態とした後に第2の条件を満たしたときに出力を抑制状態における出力レベルよりも高い第1の出力レベルとするよう出力部(140)を制御する。

WO 2016/158214 A1

明 細 書

発明の名称：

高周波処置具のための電源装置、高周波処置システム、及び高周波処置具の制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、高周波処置具のための電源装置、高周波処置システム、及び高周波処置具の制御方法に関する。

背景技術

[0002] 一般に、外科的手術において、生体組織の切開や止血を行う際に高周波電流を利用する高周波処置具が用いられている。例えば、日本国特開平11-290334号公報には、電極を有するハンドピースと対極板とを備え、ハンドピースの電極と対極板との間に高周波電流を流すことで生体組織を処置するモノポーラ型の電気外科装置が開示されている。このような高周波処置具では、ハンドピースの把持部の一部に設けられた押しボタン式スイッチを術者が押圧することによって、電源装置からハンドピースに予め設定された電力が出力される。

[0003] このような高周波処置具の使用時において、ユーザが、ハンドピースの電極と処置対象である生体組織とが接触している状態でのみ出力スイッチをオンにするとは限らない。例えば、ユーザがハンドピースの電極と生体組織とが接触する前から出力スイッチをオンにする場合がある。そのような切開や止血などの処置に入る前においても、電極と生体組織との間隔が特定の距離になると、意図しない大きな放電が生じることが知られている。

発明の概要

[0004] 精度が高い高周波処置具の制御を行うためには、電極が生体組織へと近づいており、間もなく電極と生体組織とが接触するであろうことが予測され得ることは有効である。

[0005] 本発明は、電極と生体組織との接触を自動的に予測しながら出力制御を行

う高周波処置具のための電源装置、高周波処置システム、及び高周波処置具の制御方法を提供することを目的とする。

[0006] 本発明の一態様によれば、電源装置は、電極を用いて生体組織に高周波電力を供給することによって前記生体組織を処置する高周波処置具のための電源装置であって、前記電極に前記高周波電力を供給する出力部と、前記生体組織と前記電極との間の距離に係る距離情報を取得する距離情報取得部と、前記距離情報が第1の条件を満たすか否かを判定する判定部と、前記距離情報が前記第1の条件を満たすとき、前記出力部による出力を抑制状態とし、前記出力を前記抑制状態とした後に第2の条件を満たしたときに前記出力を前記抑制状態における出力レベルよりも高い第1の出力レベルとするように前記出力部を制御する出力制御部とを備える。

[0007] 本発明の一態様によれば、高周波処置システムは、前記電源装置と、前記高周波処置具とを備える。

[0008] 本発明の一態様によれば、高周波処置具の制御方法は、電極を用いて生体組織に高周波電力を供給することによって前記生体組織を処置する高周波処置具の制御方法であって、出力部が、前記電極に前記高周波電力を供給することと、距離情報取得部が、前記生体組織と前記電極との間の距離に係る距離情報を取得することと、判定部が、前記距離情報が第1の条件を満たすか否かを判定することと、出力制御部が、前記距離情報が前記第1の条件を満たすとき、前記高周波電力の出力を抑制状態とし、前記出力を前記抑制状態とした後に第2の条件を満たしたときに前記出力を前記抑制状態における出力レベルよりも高い第1の出力レベルとするように前記出力を制御することを含む。

[0009] 本発明によれば、電極と生体組織とが接触することを予測しながら制御を行うことができる高周波処置具のための電源装置、高周波処置システム、及び高周波処置具の制御方法を提供できる。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]図1は、一実施形態に係る高周波処置システムの構成例の概略を示すブ

ロック図である。

[図2]図2は、高周波処置システムの一例の外観図である。

[図3]図3は、電極を生体組織へと近づけたときの経過時間に対するインピーダンス値の変化の一例の概略を説明するための図である。

[図4A]図4Aは、電極を生体組織へと近づける様子を説明するための図であって、電極と生体組織とが十分離れている様子を表す図である。

[図4B]図4Bは、電極を生体組織へと近づける様子を説明するための図であって、電極と生体組織とが近接して放電が生じている様子を表す図である。

[図4C]図4Cは、電極を生体組織へと近づける様子を説明するための図であって、電極と生体組織とが接触している様子を表す図である。

[図5A]図5Aは、一実施形態に係る電源装置の動作の一例を示すフローチャートである。

[図5B]図5Bは、一実施形態に係る電源装置の動作の一例を示すフローチャートである。

[図6]図6は、インピーダンスの最大値の更新について説明するための図である。

[図7]図7は、インピーダンスの最大値の更新について説明するための図である。

[図8]図8は、時間に対する計測インピーダンスの変化と、その際の実出力レベルの変化との一例について説明するための図である。

[図9]図9は、時間に対する出力レベルの変化の別の一例について説明するための図である。

[図10]図10は、時間に対する出力レベルの変化の別の一例について説明するための図である。

[図11]図11は、時間に対する出力レベルの変化の別の一例について説明するための図である。

[図12]図12は、時間に対する出力レベルの変化の別の一例について説明するための図である。

[図13]図13は、時間に対する出力レベルの変化の別の一例について説明するための図である。

[図14A]図14Aは、一実施形態に係る電源装置の動作の別の一例を示すフローチャートである。

[図14B]図14Bは、一実施形態に係る電源装置の動作の別の一例を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0011] 本発明の一の実施形態について図面を参照して説明する。本実施形態に係る高周波処置システム1の構成例の概略を図1に示す。図1に示すように、高周波処置システム1は、高周波電力によって、処置対象である生体組織の処置を行うためのシステムである。高周波処置システム1は、第1の電極212と第2の電極214とを備える。高周波処置システム1では、第1の電極212と第2の電極との間に処置対象である生体組織が位置することになる。第1の電極212と第2の電極214との間に高周波電圧が印加されることで、高周波電流が生体組織を流れ、この電流によって処置対象である生体組織は発熱し、生体組織の切開・凝固等の処置が行われる。

[0012] 高周波処置システム1は、第1の電極212と第2の電極214との間に電力を供給する電源装置100を備える。電源装置100は、制御部110と、出力部140と、電圧センサ152と、電流センサ154と、表示部170と、入力部180とを備える。

[0013] 制御部110は、電源装置100の各部の動作を制御する。制御部110は、例えばCentral Processing Unit (CPU)、又はApplication Specific Integrated Circuit (ASIC)等のマイクロプロセッサ111を含む。制御部は、1つのCPU等で構成されてもよいし、複数のCPU又はASIC等が組み合わされて構成されてもよい。制御部の動作は、例えば後述する記憶部122に記録されたプログラムに従って行われる。

[0014] 出力部140は、制御部110の制御下で、第1の電極212及び第2の

電極 2 1 4 に対して供給する電力を出力する。出力部 1 4 0 から出力される電力は、第 1 の電極 2 1 2 及び第 2 の電極 2 1 4 へと供給される。

- [0015] 電圧センサ 1 5 2 は、電源装置 1 0 0 の例えば出力端における電圧値を取得する。電圧センサ 1 5 2 は、取得した電圧値を制御部 1 1 0 へと伝達する。電流センサ 1 5 4 は、例えば電源装置 1 0 0 から出力される電流の電流値を取得する。電流センサ 1 5 4 は、取得した電流値を制御部 1 1 0 へと伝達する。
- [0016] 表示部 1 7 0 は、表示素子を含む。表示部 1 7 0 は、電源装置 1 0 0 に係る各種情報を表示する。
- [0017] 入力部 1 8 0 は、スイッチや、キーボードや、タッチパネル等を含む。ユーザは、入力部 1 8 0 を用いて、電源装置 1 0 0 に対して各種入力を行う。
- [0018] 高周波処置システム 1 は、さらに出力スイッチ 2 5 0 を備える。出力スイッチ 2 5 0 は、電源装置 1 0 0 の出力のオン又はオフを切り替えるためのスイッチである。出力スイッチ 2 5 0 は、第 1 の電極 2 1 2 等が備えられた処置具に設けられていてもよいし、例えばフットスイッチのように処置具とは別体として設けられていてもよい。
- [0019] 制御部 1 1 0 のマイクロプロセッサ 1 1 1 は、距離情報取得部 1 1 2 と、判定部 1 1 6 と、出力制御部 1 1 8 とを備える。距離情報取得部 1 1 2 は、処置対象である生体組織と例えば第 1 の電極 2 1 2 等の電極との距離に係る距離情報を取得する。本実施形態では、距離情報取得部 1 1 2 は、インピーダンス取得部 1 1 3 を含む。インピーダンス取得部 1 1 3 は、電圧センサ 1 5 2 が取得した電圧値及び電流センサ 1 5 4 が取得した電流値に基づいて、例えば第 1 の電極 2 1 2 と第 2 の電極 2 1 4 とを含む回路のインピーダンスの値を算出する。このインピーダンスの値は、生体組織と例えば第 1 の電極 2 1 2 等の電極との距離を示す指標として用いられ得る。
- [0020] 判定部 1 1 6 は、距離情報取得部 1 1 2 が取得した、生体組織と例えば第 1 の電極 2 1 2 といった処置具の電極との距離に基づいて、後述するように、出力を一時的に低減させるか否かの判定を行う。

- [0021] 出力制御部 118 は、出力部 140 から出力する電力を制御する。出力制御部 118 は、期間調整部 119 を含む。期間調整部 119 は、上述のように出力を一時的に低減させる期間を調整する。
- [0022] また、制御部 110 は、記憶部 122 を備える。記憶部 122 は、例えばマイクロプロセッサ 111 の動作に係るプログラムや各種パラメータを記憶している。また、記憶部 122 は、マイクロプロセッサ 111 の演算において必要な情報を一時記憶する。
- [0023] 高周波処置システム 1 の一例として、モノポーラ型の高周波処置具を含む高周波処置システムの構成例の外観を図 2 に示す。図 2 に示すように、高周波処置システム 1 は、電源装置 100 と、高周波処置具 220 と、対極板ユニット 240 と、フットスイッチ 260 とを備える。
- [0024] 高周波処置具 220 は、操作部 222 と、電極 224 と、第 1 のスイッチ 227 と、第 2 のスイッチ 228 と、第 1 のケーブル 229 とを備える。操作部 222 は、ユーザが把持し、高周波処置具 220 の操作を行うための部分である。操作部 222 と接続する第 1 のケーブル 229 は、高周波処置具 220 と電源装置 100 とを接続するケーブルである。第 1 のスイッチ 227 と第 2 のスイッチ 228 とは、出力スイッチ 250 として機能する。第 1 のスイッチ 227 と第 2 のスイッチ 228 とは、操作部 222 に設けられている。電極 224 は、操作部 222 の先端に設けられている。この電極 224 は、上述の第 1 の電極 212 として機能する。電極 224 は、処置時において、処置対象である生体組織にあてられる。
- [0025] 対極板ユニット 240 は、対極板 242 と第 2 のケーブル 244 とを備える。対極板 242 は、上述の第 2 の電極 214 として機能する。第 2 のケーブル 244 は、対極板 242 と電源装置 100 とを接続するためのケーブルである。対極板 242 は、処置対象者の体表面に貼付される。
- [0026] 高周波処置具 220 の第 1 のスイッチ 227 は、電源装置 100 に切開モードでの出力を行わせるための入力に係るスイッチである。切開モードは、比較的大きな電力が供給されることで、電極 224 と接触する部分において

、処置対象である生体組織を焼切るモードである。第2のスイッチ228は、電源装置100に止血モードでの出力を行わせるための入力に係るスイッチである。止血モードは、切開モードに比べて低い電力が供給されることで、電極224と接触する部分において、処置対象である生体組織を焼切りつつ、その端面を変性させて止血処置を行うモードである。

[0027] また、フットスイッチ260は、第1のスイッチ262と第2のスイッチ264とを備える。フットスイッチ260の第1のスイッチ262は、高周波処置具220に設けられた第1のスイッチ227と同様の機能を有する。また、フットスイッチ260の第2のスイッチ264は、高周波処置具220に設けられた第2のスイッチ228と同様の機能を有する。すなわち、ユーザは、高周波処置具220の出力のオン／オフを、高周波処置具に設けられた第1のスイッチ227及び第2のスイッチ228を用いて切り替えることができるし、フットスイッチ260の第1のスイッチ262及び第2のスイッチ264を用いて切り替えることもできる。

[0028] 電源装置100には、表示パネル172と、スイッチ184とが設けられている。表示パネル172は、上述の表示部170として機能する。すなわち、電源装置100の状態に係る各種情報を表示する。スイッチ184は、上述の入力部180として機能する。すなわち、ユーザは、スイッチ184を用いて、例えば出力電力といった出力の設定値や、エフェクトと呼ばれる切れ味を決める設定値等を電源装置100に入力する。

[0029] 高周波処置システム1の使用時には、術者であるユーザは、例えば高周波処置具220の第1のスイッチ227又は第2のスイッチ228を押し込みながら電極224を処置対象部位に接触させる。このとき、電源装置100から出力された電流は、電極224と対極板242との間を流れ、その結果、電極224に接触した部分において、生体組織が切開される。

[0030] 本実施形態に係る電源装置100の動作の概略について、図3、図4A、図4B及び図4Cを参照して説明する。図3は、横軸に時間を示し、縦軸にインピーダンス取得部113が算出した第1の電極212及び第2の電極2

14に係る回路のインピーダンスを示す。図3は、電極間に高周波電圧を印加した状態で、例えばモノポーラ型の高周波処置具の電極である第1の電極212が処置対象である生体組織に徐々に近づき、生体組織と接触する場合の時間とインピーダンスとの関係を示している。図3において(A)で示した期間では、図4Aに示すように、生体組織900と第1の電極212との間には、十分な距離がある。このとき、インピーダンスは開放時の値となる。図3において(B)で示した期間では、第1の電極212が生体組織900へと近づき、第1の電極212と生体組織900との間で放電が生じる。この放電に伴って、取得されるインピーダンスは、図3の(A)に示す期間に計測されるインピーダンスよりも低下する。図4Bは、図3の(B)に示す期間に含まれるある時点の様子を模式的に表す。第1の電極212と生体組織900との間の例えば図中の網掛けで示した領域では放電が認められる。図3において(C)で示した期間では、図4Cに示すように、第1の電極212は生体組織900と接触する。このとき、インピーダンスの値は比較的低くなる。

[0031] ここで、図3の(B)で示した期間の一部において、すなわち、第1の電極212と生体組織900との間で放電が生じている状態の一部の期間において、意図しない過度の出力電流が流れるなど制御が不安定になる場合があることが知られている。そこで本実施形態では、図3の(B)で示した期間の一部において、出力を停止する。

[0032] 本実施形態に係る電源装置100の動作について図5A及び図5Bに示すフローチャートを参照して説明する。本処理は、例えば電源装置100の主電源がオンになったときに実行される。

[0033] ステップS101において、制御部110は、出力のオン又はオフを指令するための出力スイッチ250がオンであるか否かを判定する。オンでないとき、処理はステップS102に進む。ステップS102において、例えば主電源が切られる等、本処理を終了させるか否かを判定する。終了させるとき、本処理は終了する。一方、終了されないとき、処理はステップS101

に戻る。すなわち、出力スイッチ250がオフである間、処理は、ステップS101及びステップS102を繰り返して、待機する。一方、ステップS101の判定において出力スイッチがオンであると判定されたとき、処理はステップS103に進む。

[0034] ステップS103において、制御部110は、エラーの有無に係る情報を無しに設定し、判定フラグfを0に設定する。このエラーの有無に係る情報と判定フラグfの値とは、記憶部122に記憶される。

[0035] ステップS104乃至ステップS119の処理は、繰り返し処理である。繰り返し条件は、出力スイッチ250がオンであり、かつ、エラーが無いことである。出力スイッチがオフになったとき、又はエラーが有りになったとき、処理は、本繰り返し処理を抜けてステップS120に進む。

[0036] ステップS105において、制御部110は、記憶部122に記憶された変数の初期化を行う。すなわち、後述するブランキング期間を計測するための第1のカウンタiを0に設定する。また、後述するランタイムエラーを計測するための第2のカウンタjを0に設定する。また、後述するインピーダンスの最大値Zmaxを仮値に設定する。ここで仮値は、最大値Zmaxとして見込まれる値よりも十分に低い値であることが望ましい。

[0037] ステップS106において、制御部110は、出力部140から出力される出力レベルを第1の出力レベルに設定する。ここで、第1の出力レベルは、例えばユーザが設定した、処置に必要な出力レベルである。出力の制御は、電圧制御によって行われても、電流制御によって行われても、その他の方法によって行われてもよい。

[0038] ステップS107において、制御部110は、記憶部122に記憶された第2のカウンタjの値を増加させる。

[0039] ステップS108において、制御部110は、判定フラグfが1である又は第2のカウンタjが所定の第1の閾値未満であるか否かを判定する。判定フラグfが1である又は第2のカウンタjが第1の閾値未満であるとき、処理はステップS109に進む。

- [0040] ステップS109において、制御部110は、電圧センサ152が取得した電圧値及び電流センサ154が取得した電流値等に基づいて、第1の電極212及び第2の電極214に係る回路のインピーダンスを計測インピーダンス Z_{meas} として取得する。
- [0041] ステップS110において、制御部110は、計測インピーダンス Z_{meas} が現在記憶部122に記憶されているインピーダンスの最大値 Z_{max} 以下であるか否かを判定する。計測インピーダンス Z_{meas} が最大値 Z_{max} 以下でないとき、処理はステップS111に進む。
- [0042] ステップS111において、制御部110は、最大値 Z_{max} の値を計測インピーダンス Z_{meas} の値で置換する。すなわち、最大値 Z_{max} の値が更新される。計測インピーダンス Z_{meas} は単調に減少するに限らず増減し得るので、ステップS111の処理のようにここではインピーダンスの最大値 Z_{max} が更新されるように構成されている。例えば、図6に示すように、時刻 t が t_1, t_2, t_3, t_4, t_5 と経過するにしたがって、計測インピーダンス Z_{meas} が Z_1, Z_2, Z_3, Z_4, Z_5 と徐々に増加するものとする。このとき、図7に示すように、インピーダンスの最大値 Z_{max} は、 Z_1, Z_2, Z_3, Z_4, Z_5 と徐々に増加する。ステップS111の処理の後、処理はステップS107に戻る。
- [0043] ステップS110において、計測インピーダンス Z_{meas} が最大値 Z_{max} 以下であると判定されたとき、処理はステップS112に進む。したがって、例えば図6に示すように、時刻 t が t_5, t_6, t_7, t_8 と経過するにしたがって、計測インピーダンス Z_{meas} が Z_5, Z_6, Z_7, Z_8 と徐々に減少するものとする。このとき、インピーダンスの最大値 Z_{max} は、 Z_5 のまま更新されない。
- [0044] ステップS112において、制御部110は、インピーダンスの最大値 Z_{max} から計測インピーダンス Z_{meas} を引いた差 $Z_{max} - Z_{meas}$ が所定の第2の閾値よりも大きいか否かを判定する。差 $Z_{max} - Z_{meas}$ が第2の閾値よりも大きくないとき、処理はステップS107に戻る。

- [0045] 例えばユーザが第1の電極212を徐々に生体組織900に近づけているとき、最大値 Z_{max} は変更されずに差 $Z_{max} - Z_{meas}$ が徐々に大きくなる。
- [0046] ステップS108において判定フラグ f が1でなく、かつ、第2のカウンタ j が第1の閾値以上であるとき、処理はステップS117に進む。すなわち、ステップS113乃至ステップS116の処理に進んでおらず、かつ、ステップS107でカウントされる期間が第1の閾値以上となったとき、処理はステップS117へと進む。これは、ユーザが図3に示すように第1の電極212を生体組織900に近づけることをしない場合であり、所定の期間よりも長い間、ユーザが出力スイッチ250をオンにしながら第1の電極212を生体組織900に近づけない場合である。
- [0047] ステップS117において、制御部110は、ユーザが第1の電極212を生体組織900に近づけないことを表すエラー通知を行う。このエラー通知は、例えば表示部170に表示するようにしてもよいし、例えば図示しないスピーカから警告音を出力するようにしてもよい。
- [0048] ステップS118において、制御部110は、エラーの有無に係る情報を有りに設定する。その後、処理はステップS119に進む。このとき、エラーが有りになっているので、ステップS104乃至ステップS119の繰り返し処理は終了し、処理はステップS120に進む。
- [0049] ステップS112において、差 $Z_{max} - Z_{meas}$ が第2の閾値よりも大きいと判定されたとき、処理はステップS113に進む。このように、差 $Z_{max} - Z_{meas}$ が第2の閾値よりも大きいという条件は、第1の条件に対応する。ステップS113において、制御部110は、記憶部122に記憶された判定フラグ f を1に設定する。この判定フラグは、ステップS113以降の処理が行われていること、すなわち、図4Bに示すように、第1の電極212と生体組織900との接触が近づいていることを表す。
- [0050] ステップS114において、制御部110は、出力部140から出力される出力レベルを第2の出力レベルに設定する。ここでは、第2の出力レベル

をゼロとして説明するが、もちろんゼロでなくともよい。出力をゼロとした場合には、制御部110が出力を停止させる。

[0051] ステップS115において、制御部110は、記憶部122に記憶された第1のカウンタ*i*を増加させる。

[0052] ステップS116において、制御部110は、第1のカウンタ*i*が所定の第3の閾値よりも大きいか否かを判定する。第1のカウンタ*i*が第3の閾値よりも大きくないとき、処理はステップS115に戻る。すなわち、第1のカウンタ*i*が第3の閾値を超えるまで、ステップS115及びステップS116の処理が繰り返される。言い換えると、処理は、所定の期間だけ待機することになる。この第1のカウンタ*i*によって計測される期間、すなわち、出力が停止している期間をブランキング期間と称することにする。ブランキング期間は、例えば10ミリ秒である。このように、ブランキング期間において出力レベルが第2の出力レベルとなっている状態は、距離情報が第1の条件を満たすときの出力の状態である抑制状態に対応する。

[0053] ステップS116において第1のカウンタ*i*が第3の閾値よりも大きいと判定されたとき、処理はステップS119に進む。このように、第1のカウンタ*i*が第3の閾値よりも大きいという条件は、第2の条件に対応する。ここで、スイッチがオンであり、かつ、エラーが無いとき、ステップS104からの処理を繰り返す。

[0054] 図3に示す(B)の期間を過ぎた後、ステップS104から始まる処理が再び行われるので、ステップS106において、出力部140の出力は、再び第1の出力レベルに設定される。インピーダンスの最大値 Z_{max} は再びステップS105で仮値に設定され、最大値 Z_{max} と計測インピーダンス Z_{meas} との差が第2の閾値よりも大きくならず、かつ判定フラグ*f*は1である。したがって、処理はステップS107乃至ステップS112の処理を繰り返す。すなわち、スイッチがオンである間、第1の出力レベルの出力が継続することになる。

[0055] スwitchがオフになったとき、又はエラーが有りになったとき、処理はス

ステップS120に進む。ステップS120において、制御部110は、出力部140の出力を停止させる。その後、処理はステップS101に戻る。

[0056] 図8を参照して、計測されるインピーダンス及び出力の時間変化について説明する。図8の上図(a)は、時間経過に対する計測されるインピーダンスの値を模式的に示し、図8の下図(b)は、時間経過に対する出力部140の出力の値を模式的に示す。

[0057] 時刻 t_0 において、出力スイッチがオンになったものとする。このとき、図8の下図(b)に示すように、上述したステップS106の処理によって、出力レベルは、第1の出力レベルに設定される。このとき、第1の電極212と生体組織900とは、十分に離れているものとする。したがって、上述のステップS109の処理で取得される計測インピーダンス Z_{meas} は、高い値となっている。この値はインピーダンスの最大値 Z_{max} として記憶される。

[0058] 時刻 t_1 より後において、第1の電極212と生体組織900とが徐々に近づいていることや、それに伴う放電などにより、計測インピーダンス Z_{meas} は、徐々に減少していく。例えば時刻 t_2 における計測インピーダンス Z_{meas} は、インピーダンスの最大値 Z_{max} よりも低い。

[0059] 時刻 t_3 において、計測インピーダンス Z_{meas} と最大値 Z_{max} との差が第2の閾値となったとする。この時刻 t_3 よりも後の時刻 t_4 において、上述したステップS114の処理により、図8の下図(b)に示すように、出力は第2の出力へと変更される。ここでは、第2の出力レベルがゼロの場合が表されている。

[0060] ここで、第2の閾値の設定によって、ブランキング期間へと移行する感度が調整され得る。すなわち、第2の閾値を小さくすると感度が上昇し、第2の閾値を大きくすると感度が低下する。この第2の閾値は、適宜に設定され得る。

[0061] 時刻 t_4 の後、第1の電極212と生体組織900とはさらに近づいていくので、計測インピーダンス Z_{meas} は、さらに減少していく。出力が第

2の出力レベルとされているブランキング期間は、上述のステップS 1 1 5及びステップS 1 1 6の処理により決定される。ブランキング期間が経過した時刻を時刻 t 5とする。

[0062] 時刻 t 5において、上述のステップS 1 0 6の処理により、出力は第1の出力レベルに変更される。時刻 t 6において、第1の電極2 1 2と生体組織9 0 0とが接触する際には、第1の出力レベルになっていることが望ましい。なぜならば、時刻 t 6から切開や止血などの処置が開始されるわけであり、遅くとも、第1の電極2 1 2と生体組織9 0 0とが接触する時点においては、ユーザが所望の出力レベルになっている必要があるからである。

[0063] このように、時刻 t 0から時刻 t 1までは切開を行わない期間、時刻 t 6以降は切開や止血などの処置を行う期間であり、時刻 t 1から時刻 t 6までの期間は第1の電極2 1 2が生体組織9 0 0に接触するまでの移行期間となっている。この移行期間の途中において、第1の電極2 1 2と生体組織9 0 0との間に意図しない大きな放電が生じる等して、出力値が目標値から瞬間的に大きく外れる場合があることが知られている。本実施形態では、上述のとおり、インピーダンスの計測に基づいて、切開の開始を予測して、切開の直前である移行期間の所定の時期において、出力を一時的に抑制する。この出力の一時的抑制により、出力値が目標値から瞬間的に大きく外れることを防止することができる。

[0064] 以下、本実施形態のいくつかの変形例を列挙する。

[出力レベルについて]

上述の時刻 t 4から時刻 t 5までのブランキング期間の出力に係る変形例を示す。上述の実施形態は、ブランキング期間において、第2の出力レベルは出力値がゼロ、すなわち、出力が停止する場合である。しかしながらこれに限らず、ブランキング期間における第2の出力レベルは、ブランキング期間前後の第1の出力レベルよりも低い値であり、出力が目標値から大きく逸脱しないような値であればよい。例えば、図9に示すように、第2の出力レベルは、第1の出力レベルよりも低く、ゼロよりも高い値でもよい。このよ

うに、ブランキング期間では、ゼロを含めて、第1の出力レベルよりも低い第2の出力レベルの出力がなされていればよい。

[0065] また、上述の実施形態のようにブランキング期間において、電源装置100は、出力を、第1の出力レベルから第2の出力レベルへと急激に変化させるのではなく、図10に示すように第1の出力レベルから第2の出力レベルへと漸次変化させてもよい。また、電源装置100は、出力を第2の出力レベルから第1の出力レベルへと漸次変化させてもよい。一般的に、このような装置においては出力レベルが大きくなるため、出力レベルを急激に変化させると電氣的なノイズが発生することがある。そのため、出力レベルを徐々に変化させることで、ノイズを低減する効果を期待できる。

[0066] また、上述の実施形態ではブランキング期間において、第1の出力レベルと第2の出力レベルとで出力レベルを変化させる場合を例に挙げているが、これに限らない。例えば図11に示すように、ブランキング期間は複数に分割され得る。すなわち、電源装置100は、所定の条件を満たしたときに、第1の出力レベルから第2の出力レベルへと出力レベルを変化させる。さらに、電源装置100は、別の所定の条件を満たしたときに、第2の出力レベルから第3の出力レベルへと出力レベルを変化させる。さらに、電源装置100は、別の所定の条件を満たしたときに、第3の出力レベルから第1の出力レベルへと出力レベルを変化させる。また、電源装置100は、出力レベルを3段階以上の数段階に変化させてもよい。電源装置100は、出力レベルを徐々に減少させてもよいし、その他のパターンで変化させてもよい。

[0067] また、図12に示すように、電源装置100は、ブランキング期間の前においては、出力レベルを、インピーダンスを計測できる程度の出力であって、低い出力レベルを有する第3の出力レベルとしてもよい。このとき、電源装置100は、ブランキング期間経過後に、出力レベルを、ユーザが設定した出力レベルである第1の出力レベルとしてもよい。

[0068] また、図13に示すように、電源装置100は、ブランキング期間において、出力レベルを、第1の出力レベルと、第1の出力レベルよりも低い第2

の出力レベルとに何度も交互に変化させてもよい。この場合には、前述のノイズ発生低減を目的に、第2の出力レベルと第1の出力レベルとを繰り返すのではなく、第2の出力レベルと第1の出力レベル以下の第3の出力レベルとを繰り返してもよい。このように、出力レベルが小刻みに変化すると、出力値が目標値から瞬間的に大きく外れることが防止される。さらに、仮にブランキング期間が終了する前に第1の電極212が生体組織900が接触し、切開期間に移行したとしても、ブランキング期間における切開や凝固などの処置性能もある程度確保される。

[0069] また、図9乃至図13を参照して説明した出力レベルの変化のパターンを互いに組み合わせたような種々のパターンであってもよい。

[0070] [ブランキング期間の設定について]

ブランキング期間は、上述の実施形態のように予め設定された時間に決定されるものに限らない。例えば、計測インピーダンスが所定の値よりも低くなったときに、出力レベルが第1の出力レベルへと変更されるように構成されていてもよい。

[0071] このように構成されることによって、ユーザが第1の電極212をどのような速さで移動させたとしても、生体組織900と第1の電極212とが所定の間隔の範囲にあるときに出力レベルが第2の出力レベルへと下げられることになる。

[0072] [距離取得方法について]

上述の実施形態では、生体組織900と第1の電極212との間の距離が回路のインピーダンスに基づいて推定される例を示した。生体組織900と第1の電極212との間の距離は、回路のインピーダンス以外の情報に基づいて導出されてもよい。例えば、出力に係る電流値や電圧値に基づいて、生体組織900と第1の電極212との間の距離が取得されてもよい。また、例えば、処置対象部位を観察するために設けられた撮像装置により得られた画像に基づいて、生体組織900と第1の電極212との間の距離が取得されてもよい。この場合、距離情報取得部112は、画像解析の機能を有する

ことになる。また、例えば光や音波を利用した距離測定方法が用いられてもよい。この場合、距離情報取得部112は、光や音波を利用して、生体組織900と第1の電極212との間の距離を取得する。

[0073] [ブランキング期間の開始の判定について]

上述の実施形態では、インピーダンスの最大値 Z_{max} から計測インピーダンス Z_{meas} を引いた差 $Z_{max} - Z_{meas}$ が所定の第2の閾値よりも大きいとき、ブランキング期間に入る。しかしながら、1回でも条件を満たすときにブランキング期間に入るとすると、ノイズなどの影響を受けて誤動作する恐れがある。そこで、一定回数条件を満たすときにブランキング期間に入るように、電源装置100が構成されてもよい。この場合の処理を、図14A及び図14Bに示すフローチャートを参照して説明する。

[0074] ステップS201乃至ステップS204の動作は、上述の実施形態のステップS101乃至ステップS104の処理と同様である。すなわち、簡単に説明すると、ステップS201において、制御部110は、出力スイッチ250がオンであるか否かを判定する。オンでないとき、処理はステップS202に進む。ステップS202において、本処理を終了させるか否かを判定する。終了させるとき、本処理は終了する。一方、終了されないとき、処理はステップS201に戻る。一方、ステップS201の判定において出力スイッチがオンであると判定されたとき、処理はステップS203に進む。

[0075] ステップS203において、制御部110は、エラーの有無に係る情報を無しに設定し、判定フラグ f を0に設定する。ステップS204乃至ステップS222の処理は、繰り返し処理である。繰り返し条件は、出力スイッチ250がオンであり、エラーが無いことである。出力スイッチがオフになったとき、又はエラーが有りになったとき、処理は、本繰り返し処理を抜けてステップS223に進む。

[0076] ステップS205において、制御部110は、記憶部122に記憶されている変数の初期化を行う。ここでは、ブランキング期間を計測するための第1のカウンタ i 、及び、ランタイムエラーを計測するための第2のカウンタ

jに加えて、誤検出を回避するための第3のカウンタkの値を0に設定する。また、インピーダンスの最大値 Z_{max} に仮値を設定する。

[0077] ステップS206乃至ステップS210の動作は、上述の実施形態のステップS106乃至ステップS110の処理と同様である。すなわち、簡単に説明すると、ステップS206において、制御部110は、出力部140から出力される出力レベルを第1の出力レベルに設定する。ステップS207において、制御部110は、第2のカウンタjの値を増加させる。ステップS208において、制御部110は、判定フラグfが1である又は第2のカウンタjが所定の第1の閾値未満であるか否かを判定する。判定フラグfが1である又は第2のカウンタjが第1の閾値未満であるとき、処理はステップS209に進む。ステップS209において、制御部110は、計測インピーダンス Z_{meas} を取得する。

[0078] ステップS210において、制御部110は、計測インピーダンス Z_{meas} は、現在の最大値 Z_{max} 以下であるか否かを判定する。計測インピーダンス Z_{meas} が最大値 Z_{max} 以下でないとき、処理はステップS211に進む。

[0079] ステップS211において、制御部110は、第3のカウンタkの値を0にリセットする。続いて、ステップS212において、制御部110は、最大値 Z_{max} を計測インピーダンス Z_{meas} に設定する。その後、処理はステップS207に戻る。

[0080] ステップS210において、計測インピーダンス Z_{meas} が最大値 Z_{max} 以下であると判定されたとき、処理はステップS213に進む。ステップS213において、制御部110は、インピーダンスの最大値 Z_{max} から計測インピーダンス Z_{meas} を引いた差 $Z_{max} - Z_{meas}$ が所定の第2の閾値よりも大きいと判定するか否かを判定する。差 $Z_{max} - Z_{meas}$ が第2の閾値よりも大きくないとき、処理はステップS207に戻る。一方、差 $Z_{max} - Z_{meas}$ が第2の閾値よりも大きいとき、処理はステップS214に進む。

- [0081] ステップS 2 1 4において、制御部1 1 0は、記憶部1 2 2に記憶された第3のカウンタkの値を増加させる。
- [0082] ステップS 2 1 5において、制御部1 1 0は、第3のカウンタkが所定の第4の閾値よりも大きいか否かを判定する。第3のカウンタkが第4の閾値よりも大きくないとき、処理はステップS 2 0 7に戻る。一方、第3のカウンタkが第4の閾値よりも大きいとき、処理はステップS 2 1 6に進む。
- [0083] このように、本変形例では、ステップS 2 1 3において、インピーダンスの最大値 Z_{max} から計測インピーダンス Z_{meas} を引いた差 $Z_{max} - Z_{meas}$ が第2の閾値よりも大きいと判定された回数が第4の閾値よりも多くなったとき、初めて処理はステップS 2 1 6に進む。このように、差 $Z_{max} - Z_{meas}$ が第2の閾値よりも大きいと繰り返し判定されたときに処理がステップS 2 1 6に進むことで、ノイズなどに起因して起こる意図しない出力レベルを変化させる処理を防止することができる。
- [0084] ステップS 2 0 8において判定フラグfが1でなく、かつ、第2のカウンタjが第1の閾値以上であるとき、処理はステップS 2 2 0に進む。ステップS 2 2 0において、制御部1 1 0は、出力スイッチがオンにされているにも関わらず、第1の電極2 1 2が生体組織9 0 0に一定時間接触していないことを表すエラー通知を行う。ステップS 2 2 1において、制御部1 1 0は、エラーの有無に係る情報を有りに設定する。その後、処理はステップS 2 2 2に進む。エラーが有りになっているので、処理はステップS 2 2 3に進む。ステップS 2 2 3において、制御部1 1 0は、出力部1 4 0の出力を停止させる。その後、処理はステップS 2 0 1に戻る。
- [0085] ステップS 2 1 6乃至ステップS 2 2 3の処理は、上述の実施形態のステップS 1 1 3乃至ステップS 1 2 0と同様である。すなわち、簡単に説明すると、ステップS 2 1 6において、制御部1 1 0は、判定フラグfを1に設定する。ステップS 2 1 7において、制御部1 1 0は、出力部1 4 0から出力される出力レベルを第2の出力レベルに設定する。ステップS 2 1 8において、制御部1 1 0は、第1のカウンタiを増加させる。ステップS 2 1 9

において、制御部110は、第1のカウンタ*i*が所定の第3の閾値よりも大きいか否かを判定する。第1のカウンタ*i*が第3の閾値よりも大きくないとき、処理はステップS218に戻る。すなわち、第1のカウンタ*i*が第3の閾値を超えるまで、ステップS218及びステップS219の処理が繰り返される。ステップS219において第1のカウンタ*i*が第3の閾値よりも大きいと判定されたとき、処理はステップS222に進む。すなわち、スイッチがオンであり、かつ、エラーが無いとき、ステップS204からの処理を繰り返す。

[0086] 本変形例によれば、感度の調整が可能となる。なお、ここでは、インピーダンスの最大値 Z_{max} から計測インピーダンス Z_{meas} を引いた差 $Z_{max} - Z_{meas}$ が所定の第2の閾値よりも大きいか否かが判定基準として用いられているがこれに限らない。例えば、計測インピーダンス Z_{meas} の絶対値が所定の条件を満たすか否かが判定基準として用いられてもよい。

[0087] [高周波処置具について]

上述の実施形態では、高周波処置具220は、高周波処置を行う機能を有する器具として説明したがこれに限らない。高周波処置具220は、さらに超音波振動によって、処置対象を処置する高周波エネルギーと超音波エネルギーの両方を利用する処置具であってもよい。また、高周波処置具220がモノポーラ型の高周波処置具である場合を例に挙げたが、高周波処置具220は、バイポーラ型の処置具であってもよい。このとき、処置具に設けられた2つの電極は、第1の電極212及び第2の電極214に相当する。

請求の範囲

- [請求項1] 電極を用いて生体組織に高周波電力を供給することによって前記生体組織を処置する高周波処置具のための電源装置であって、
前記電極に前記高周波電力を供給する出力部と、
前記生体組織と前記電極との間の距離に係る距離情報を取得する距離情報取得部と、
前記距離情報が第1の条件を満たすか否かを判定する判定部と、
前記距離情報が前記第1の条件を満たすとき、前記出力部による出力を抑制状態とし、前記出力を前記抑制状態とした後に第2の条件を満たしたときに前記出力を前記抑制状態における出力レベルよりも高い第1の出力レベルとするように前記出力部を制御する出力制御部とを備える電源装置。
- [請求項2] 前記距離情報取得部は、前記出力部による出力に基づいて計測されるインピーダンスの値を前記距離情報として取得する、請求項1に記載の電源装置。
- [請求項3] 前記判定部は、前記インピーダンスの値を取得し、前記インピーダンスの値の最大値を記憶して、前記インピーダンスの値の最大値と前記インピーダンスの値の現在の値との差が第1の閾値よりも大きくなったときに、前記第1の条件を満たすと判定する、請求項2に記載の電源装置。
- [請求項4] 前記判定部は、前記インピーダンスの値を取得し、前記インピーダンスの値の最大値を記憶して、前記インピーダンスの値の最大値と前記インピーダンスの値の現在の値との差が第1の閾値よりも大きくなることが所定回数繰り返されたときに、前記第1の条件を満たすと判定する、請求項2に記載の電源装置。
- [請求項5] 前記出力制御部は、前記インピーダンスの値が所定の閾値よりも低くなったときに前記第1の条件を満たすと判定する、請求項2に記載の電源装置。

- [請求項6] 前記出力制御部は、前記出力を前記抑制状態とした後に所定の期間が経過したときに前記第2の条件を満たすと判定する、請求項1に記載の電源装置。
- [請求項7] 前記第2の条件は、前記電極と前記生体組織とが接触する前に満たすような条件に設定されている、請求項1に記載の電源装置。
- [請求項8] 前記抑制状態は、出力を前記第1の出力レベルよりも低い第2の出力レベルとする状態である、請求項1に記載の電源装置。
- [請求項9] 前記出力制御部は、前記出力を変化させる際に、前記出力を漸次変化させる、請求項8に記載の電源装置。
- [請求項10] 前記抑制状態は、出力を前記第1の出力レベルよりも低い第2の出力レベルとする状態と、出力を前記第1の出力レベル以下の第3の出力レベルとする状態とを繰り返す状態である、請求項1に記載の電源装置。
- [請求項11] 前記出力制御部は、前記抑制状態において、前記距離情報が前記第2の条件を満たすか否かを判定し、前記距離情報が前記第2の条件を満たさないとき、出力を第2の出力レベルとし、前記距離情報が前記第2の条件を満たすとき、出力を第3の出力レベルとする、請求項1に記載の電源装置。
- [請求項12] 前記出力制御部は、前記出力を電力値、電圧値又は電流値によって制御する請求項1に記載の電源装置。
- [請求項13] 請求項1に記載の電源装置と、
前記高周波処置具と
を備える高周波処置システム。
- [請求項14] 前記高周波処置具は、超音波振動によって前記生体組織を処置するように構成されている高周波一超音波処置具である、請求項13に記載の高周波処置システム。
- [請求項15] 電極を用いて生体組織に高周波電力を供給することによって前記生体組織を処置する高周波処置具の制御方法であって、

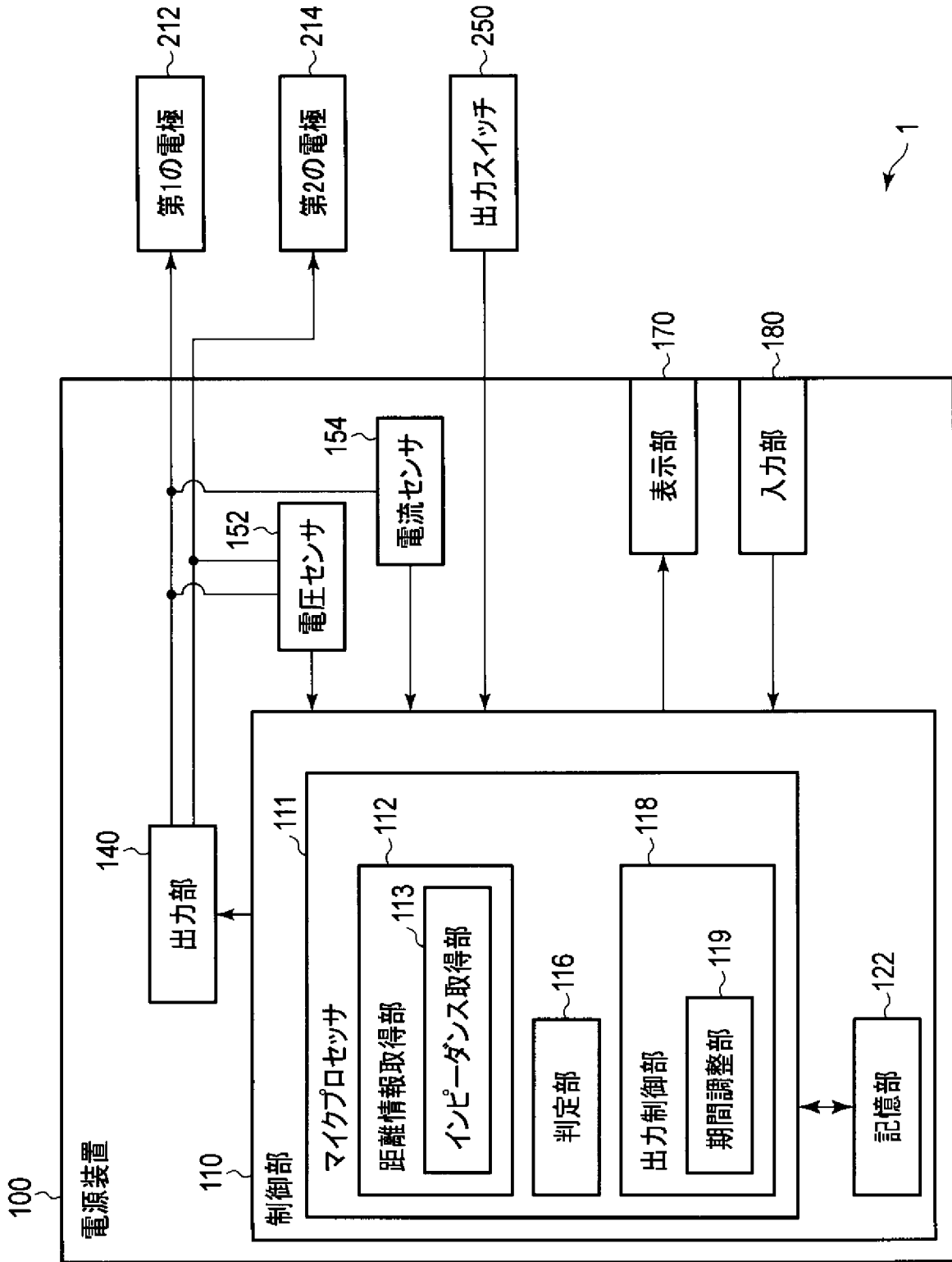
出力部が、前記電極に前記高周波電力を供給することと、
距離情報取得部が、前記生体組織と前記電極との間の距離に係る距離情報を取得することと、

判定部が、前記距離情報が第1の条件を満たすか否かを判定することと、

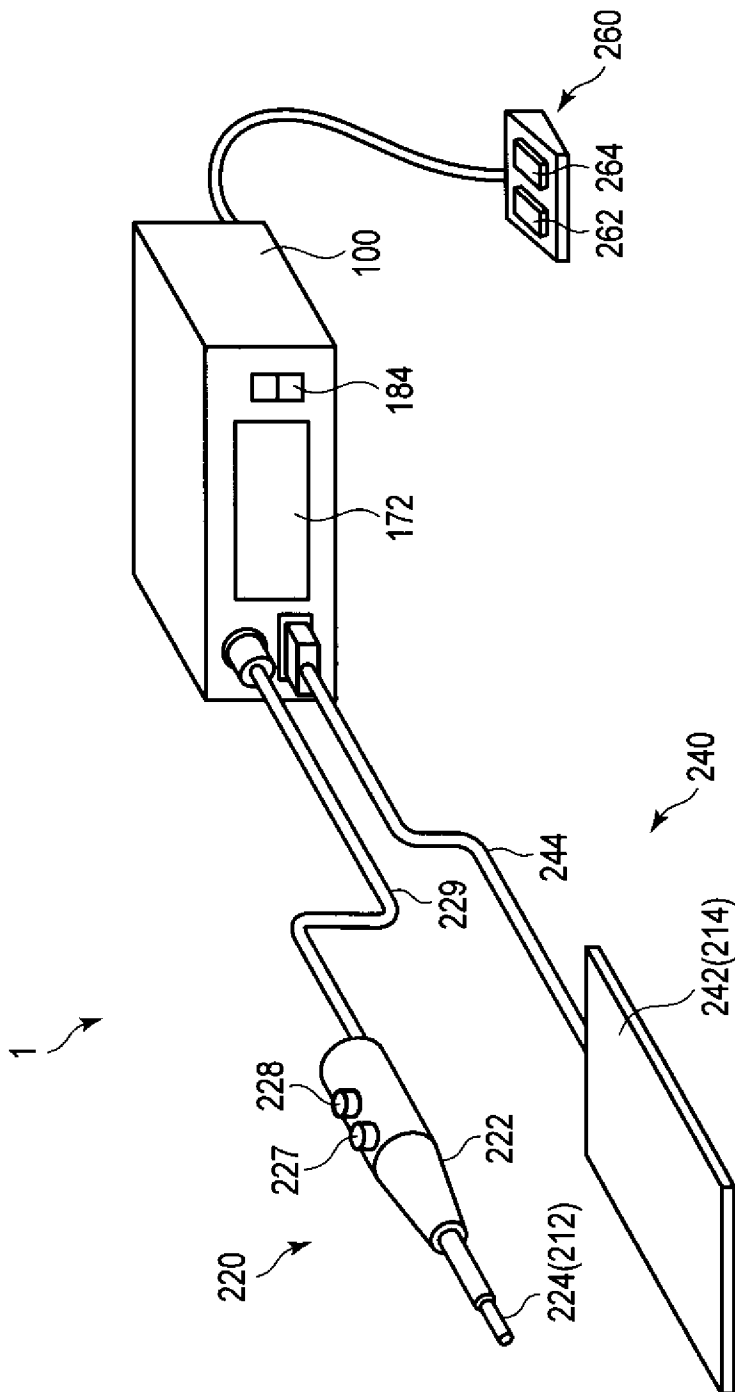
出力制御部が、前記距離情報が前記第1の条件を満たすとき、前記高周波電力の出力を抑制状態とし、前記出力を前記抑制状態とした後に第2の条件を満たしたときに前記出力を前記抑制状態における出力レベルよりも高い第1の出力レベルとするように前記出力を制御することと

を含む高周波処置具の制御方法。

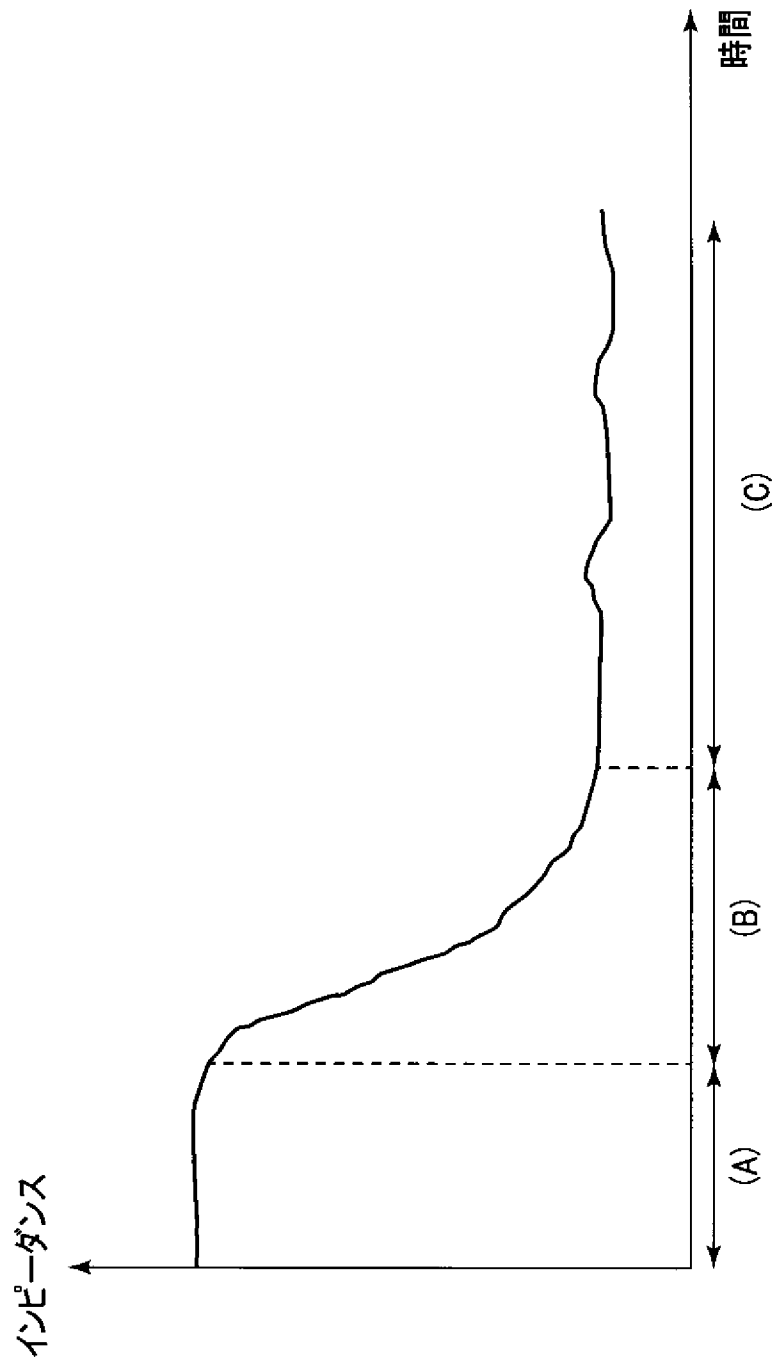
[図1]



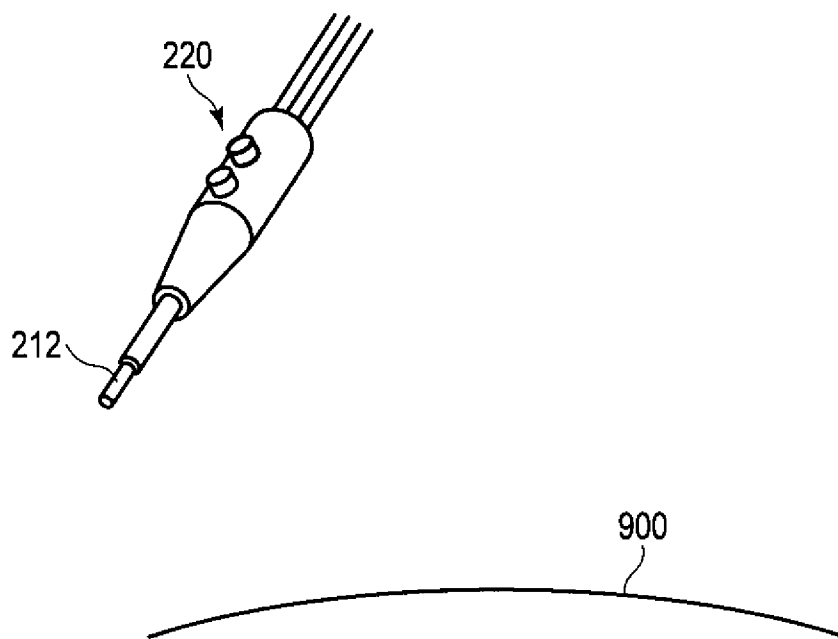
[図2]



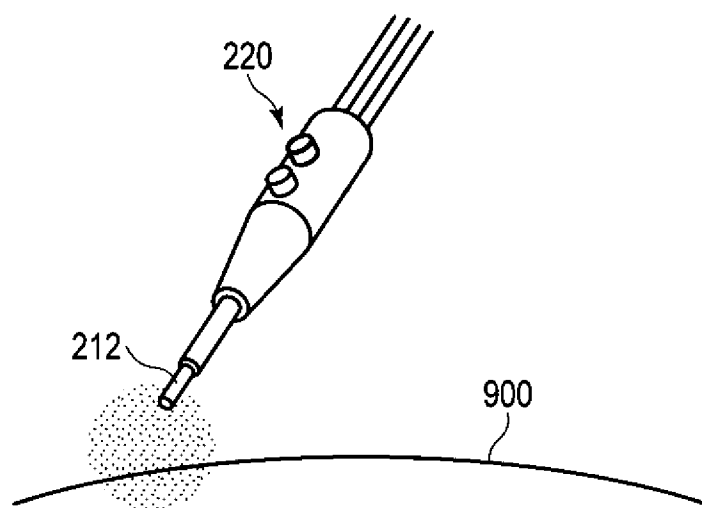
[図3]



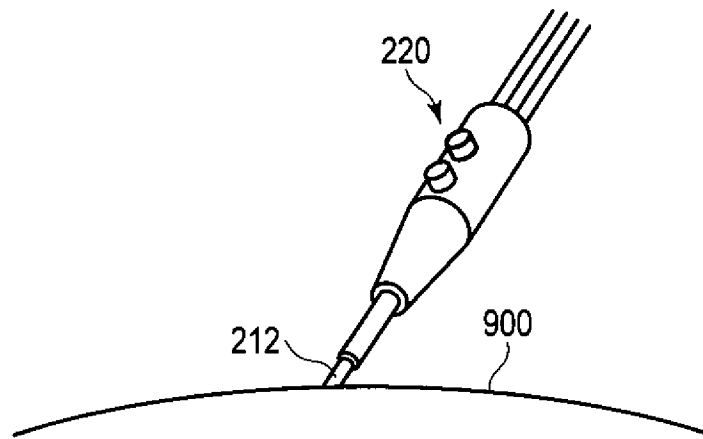
[図4A]



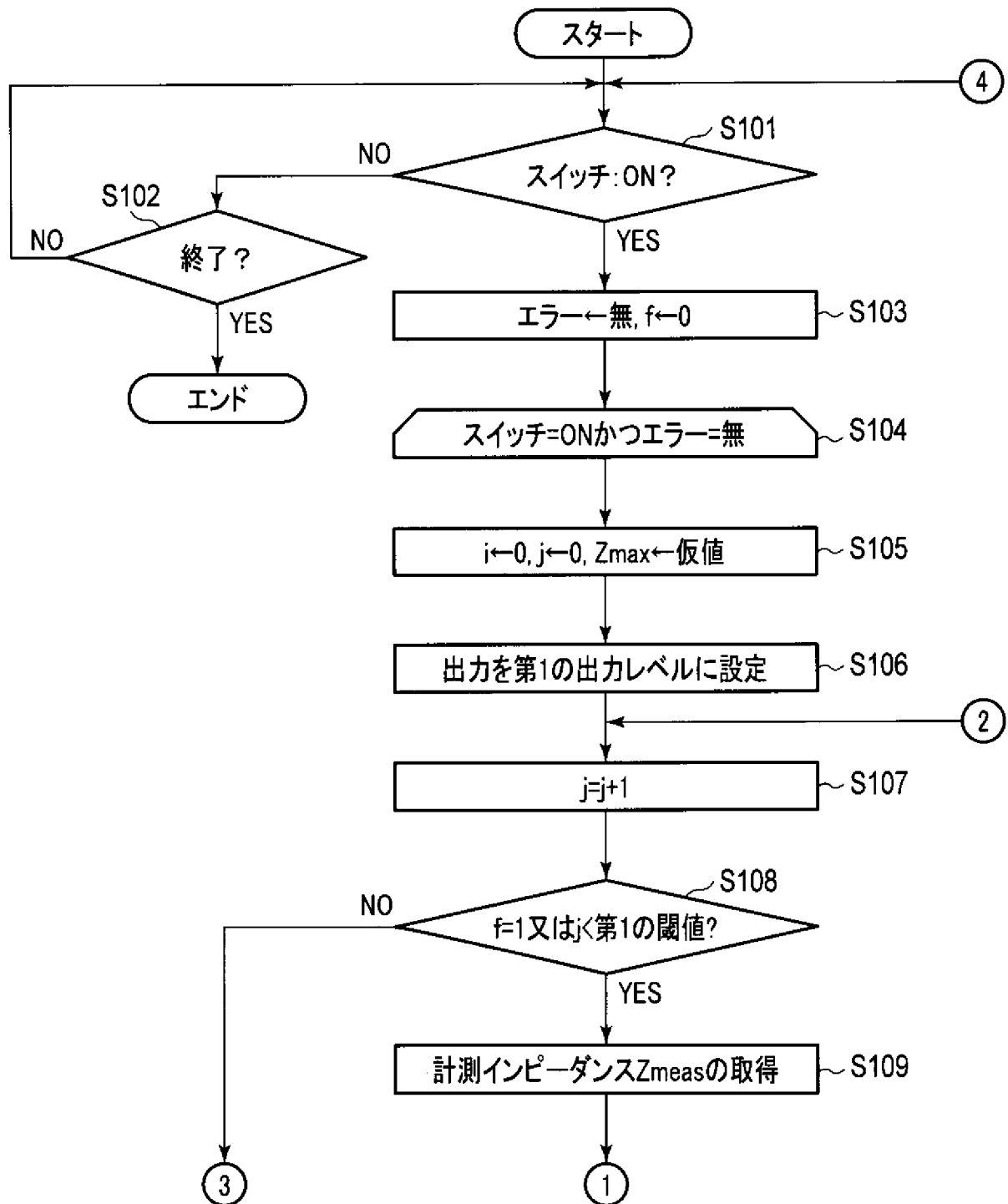
[図4B]



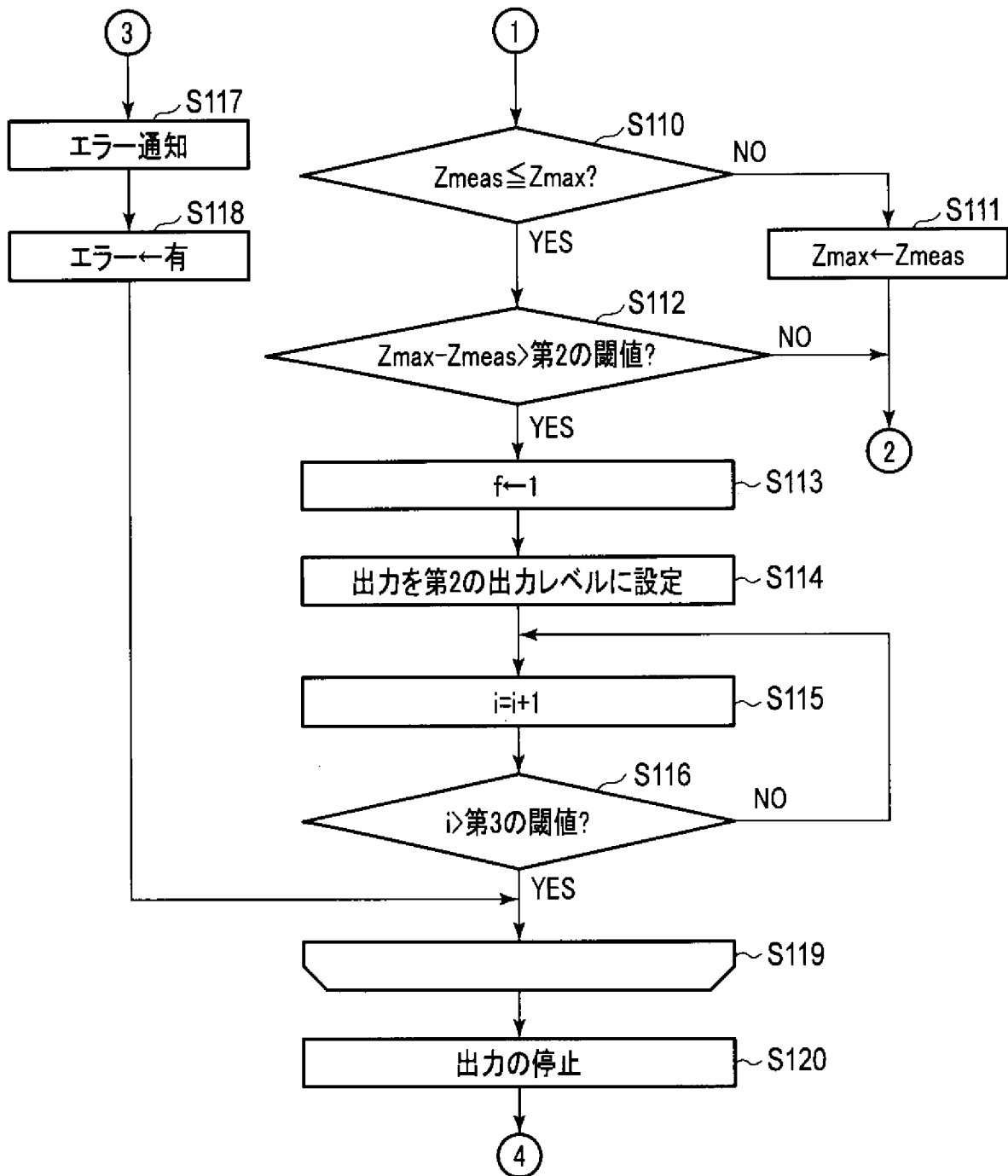
[図4C]



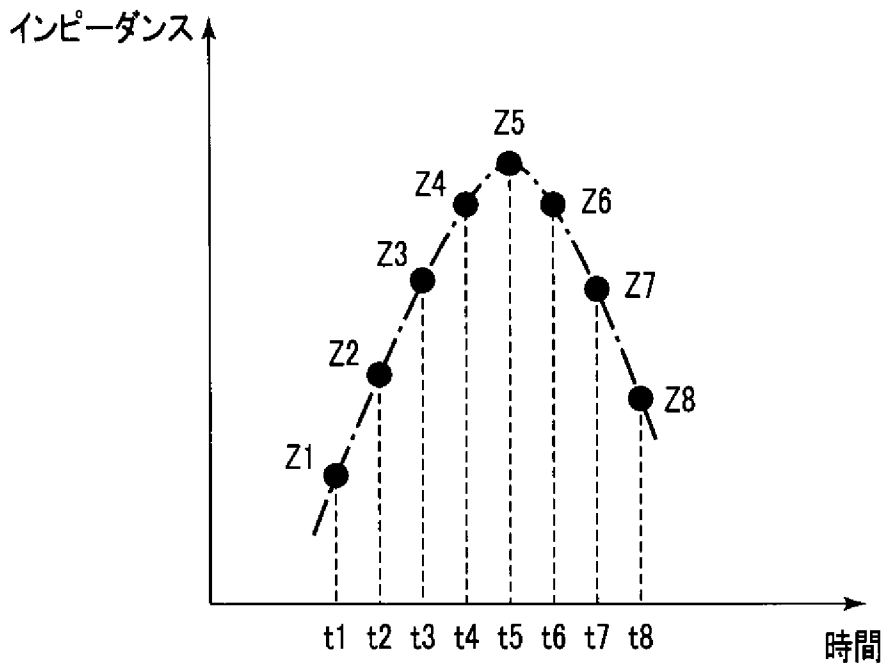
[図5A]



[図5B]



[図6]

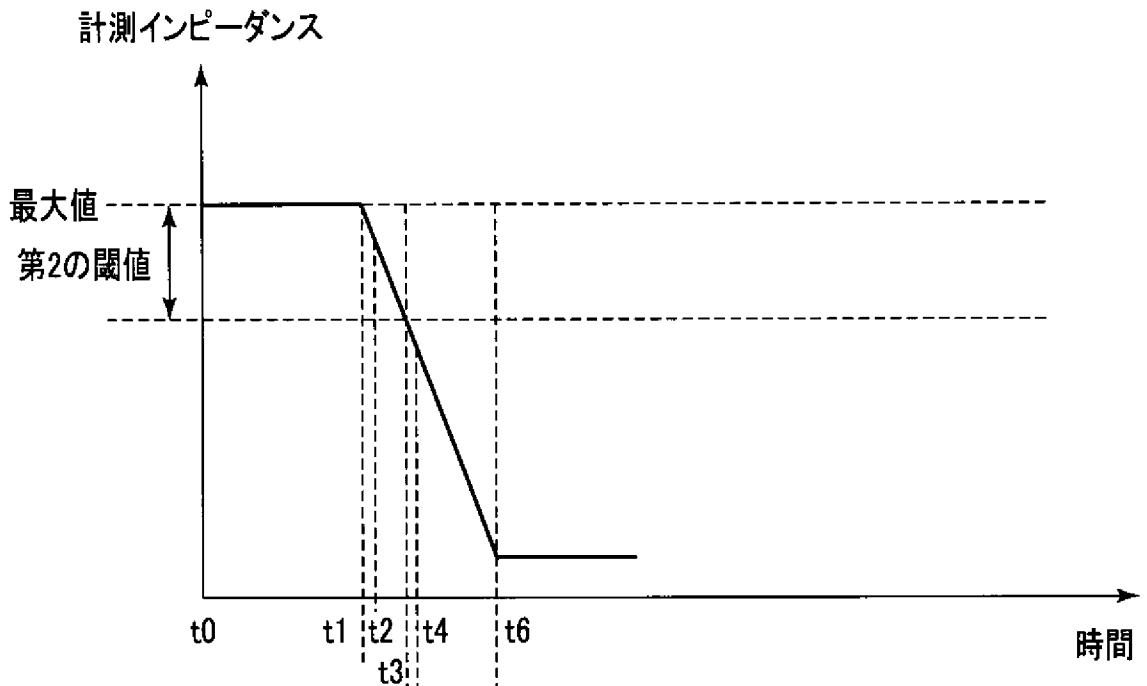


[図7]

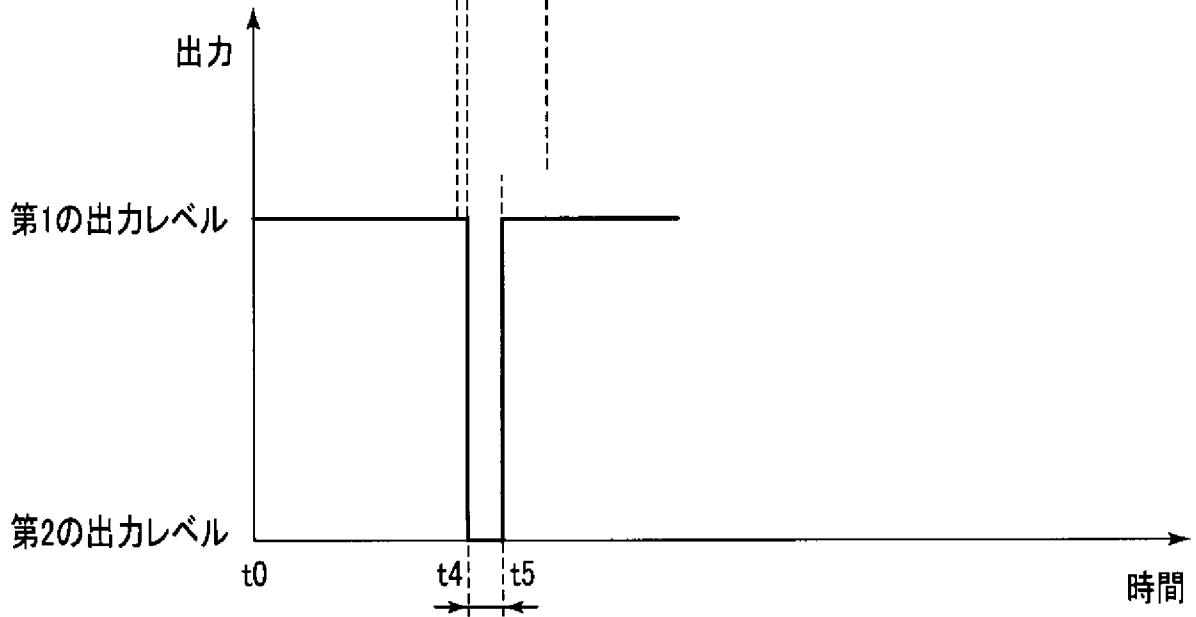
時刻t	最大値Zmax
t1	Z1
t2	Z2
t3	Z3
t4	Z4
t5	Z5
t6	Z5
t7	Z5
t8	Z5

[図8]

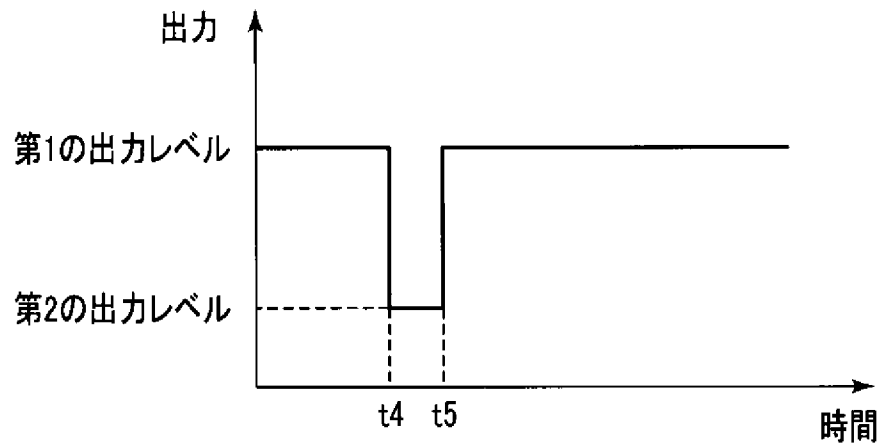
(a)



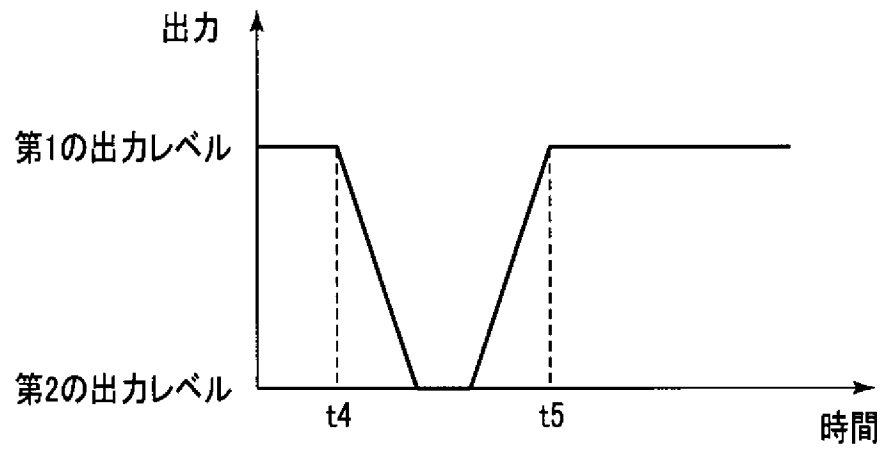
(b)



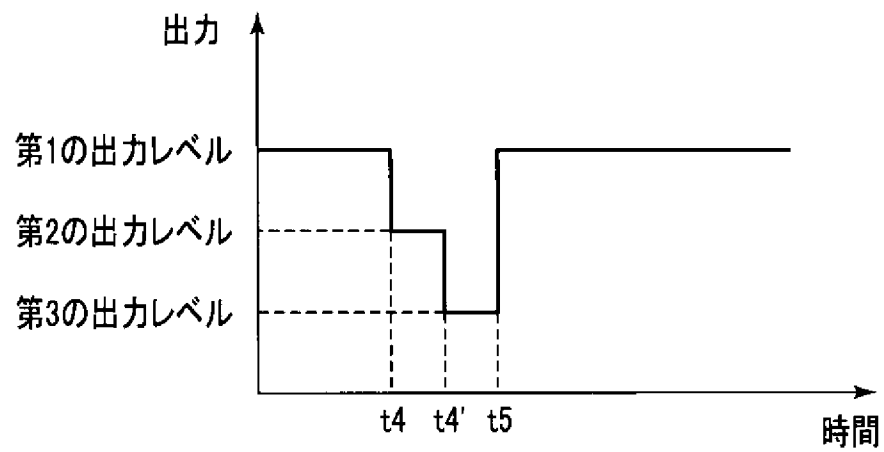
[図9]



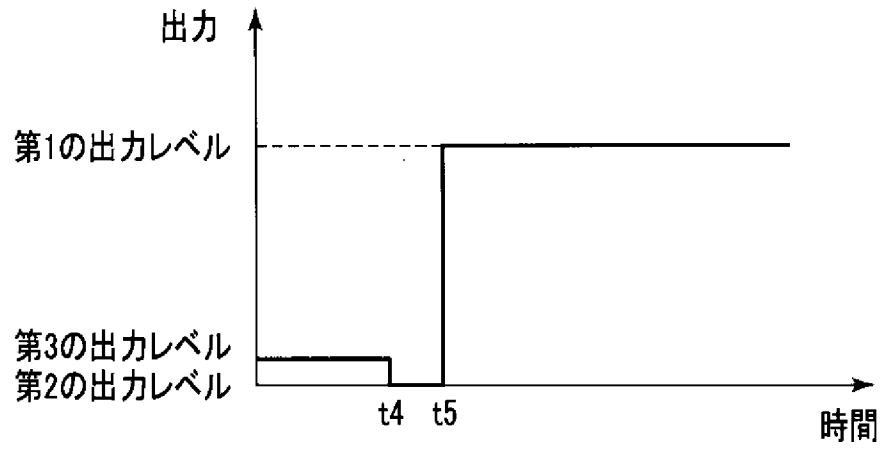
[図10]



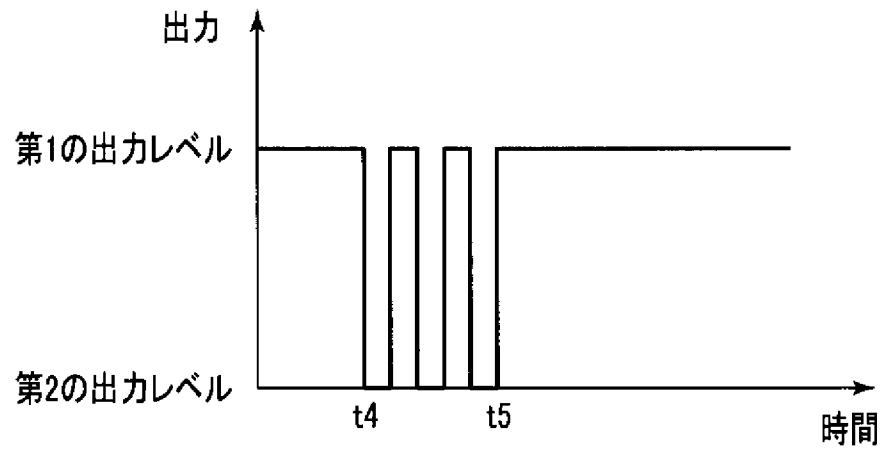
[図11]



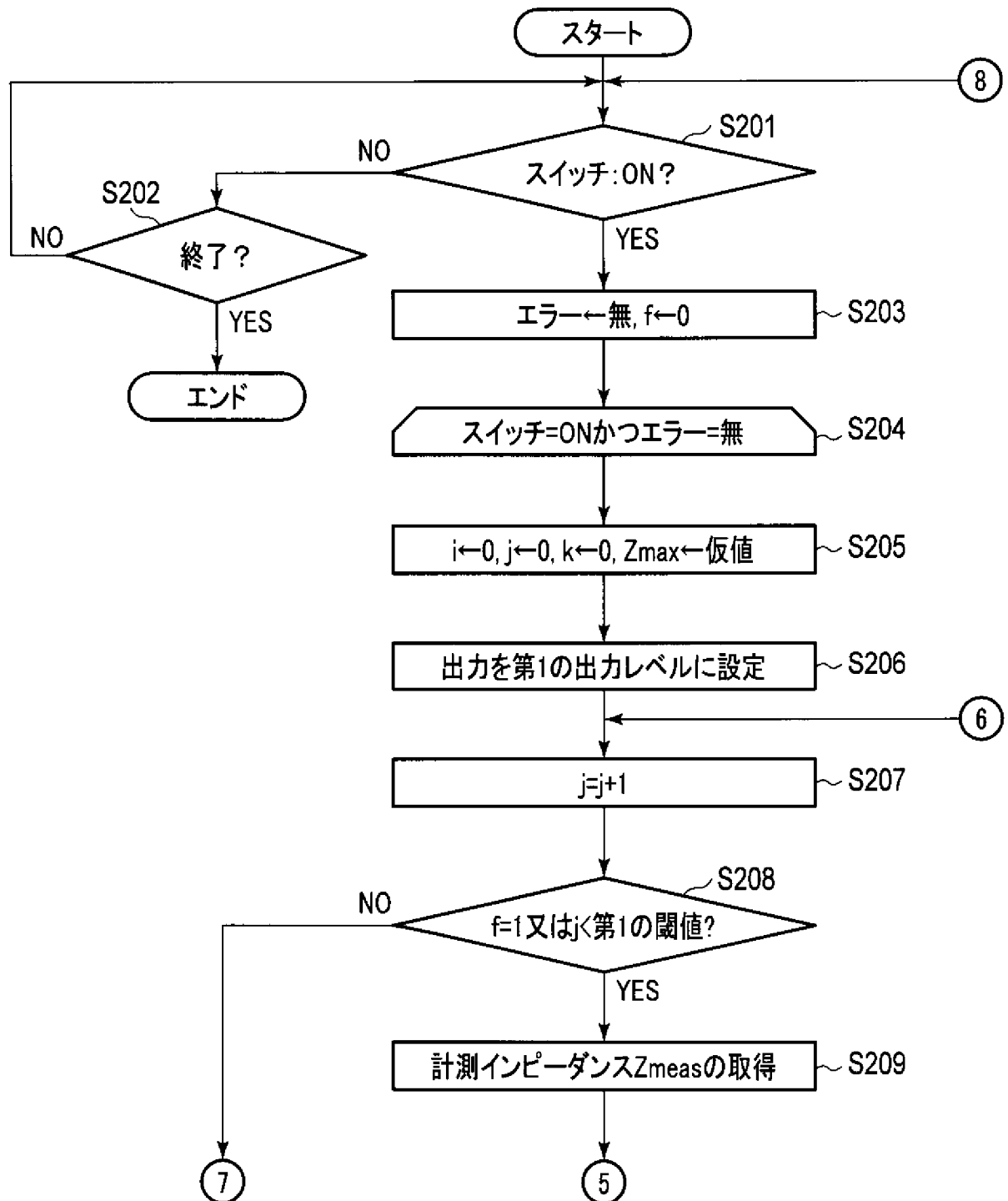
[図12]



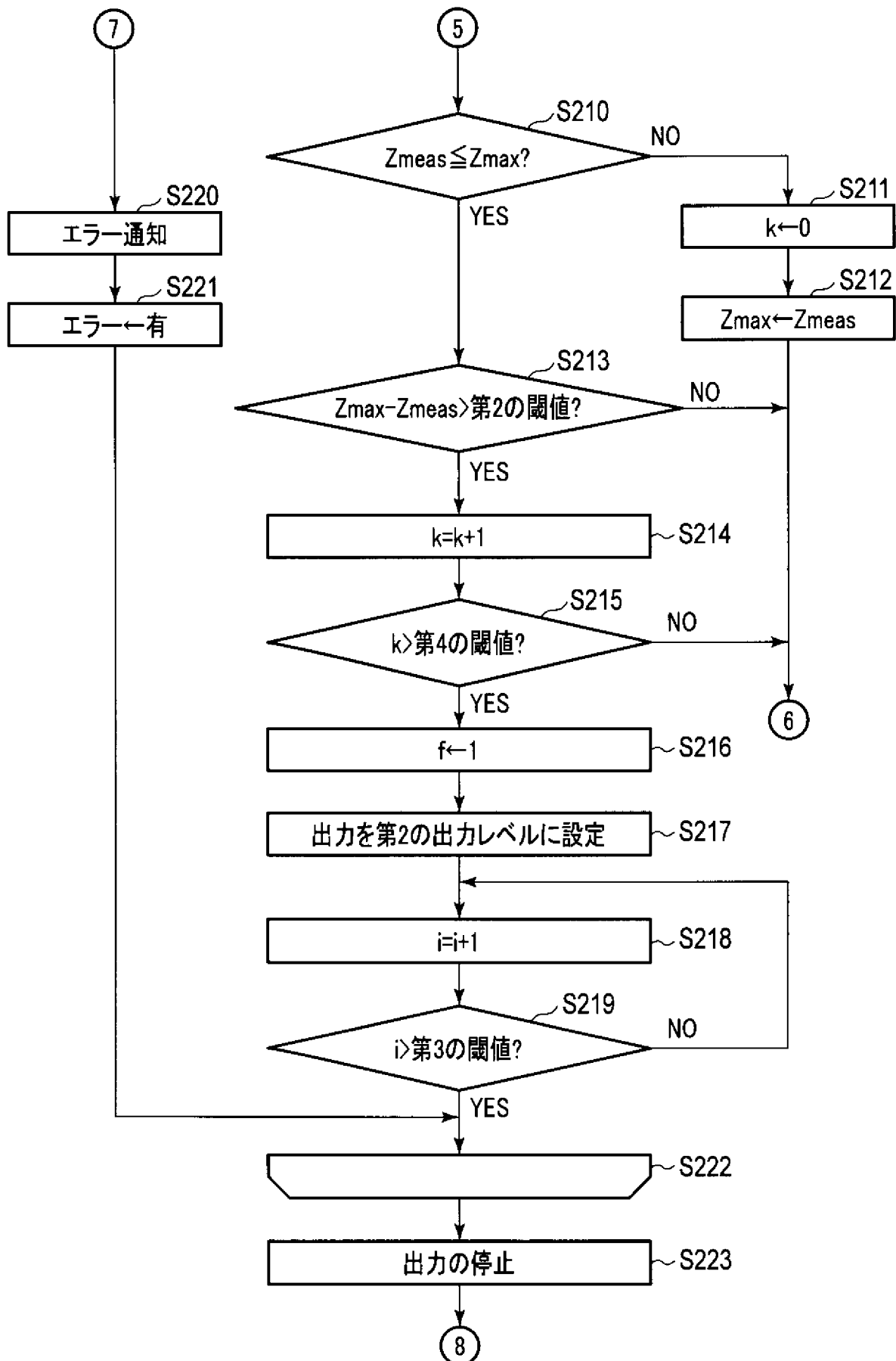
[図13]



[図14A]



[図14B]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/056965

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
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)
A61B18/12-18/16

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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 A	JP 2002-253480 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 10 September 2002 (10.09.2002), paragraphs [0058] to [0073]; fig. 7 to 11 (Family: none)	1, 6-15 2-5
A	JP 2015-93 A (Olympus Corp.), 05 January 2015 (05.01.2015), paragraph [0014]; fig. 4 & US 2014/0371527 A1	1-15
A	JP 2-154750 A (C.R. Bard, Inc.), 14 June 1990 (14.06.1990), page 9, lower left column, line 10 to lower right column, line 4; fig. 1 & US 4901720 B	1-15

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 12 May 2016 (12.05.16)	Date of mailing of the international search report 31 May 2016 (31.05.16)
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. 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. A61B18/12-18/16

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	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016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 A	JP 2002-253480 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002.09.10, 段落 0058-0073, 図 7-11 (ファミリーなし)	1, 6-15 2-5
A	JP 2015-93 A (オリンパス株式会社) 2015.01.05, 段落 0014, 図 4 & US 2014/0371527 A1	1-15
A	JP 2-154750 A (シー. アール. バード, インコーポレーテッド) 1990.06.14, 第 9 頁左下欄第 10 行-右下欄第 4 行, Fig-1 & US 4901720 B	1-15

☐ 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

12.05.2016

国際調査報告の発送日

31.05.2016

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)

西尾 元宏

31

3317

電話番号 03-3581-1101 内線 3386