

(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
2017年2月2日(02.02.2017)



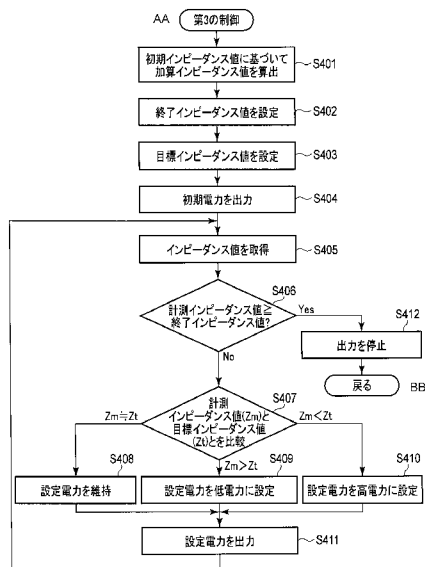
(10) 国際公開番号
WO 2017/018024 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 18/12 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/064616
- (22) 国際出願日: 2016年5月17日(17.05.2016)
- (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 2015-150480 2015年7月30日(30.07.2015) JP
- (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: レガスピ ダニロ (LEGASPI, Danilo); 〒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). 林田 剛史 (HAYASHIDA, Tsuyoshi); 〒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3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, 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,

[続葉有]

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

(54) 発明の名称: 電源装置の作動方法、電源装置、及び高周波処置システム



(57) Abstract: This method for operating a power supply device (200) for actuating a high-frequency treatment tool (100) that subjects living tissue to high-frequency treatment includes the following: a control circuit causes a high-frequency power supply circuit to output power (S302); a target impedance value that gradually increases from a switching impedance value to a termination impedance value is set (S403); a measured impedance value and the target impedance value are compared at regular intervals, the output is decreased by a first rate when the measured impedance value is higher (S409), and the output is increased by a second rate when the measured impedance value is lower (S410); and the output is stopped when the impedance value reaches the termination impedance value (S412).

(57) 要約: 生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具 (100) を動作させるための電源装置 (200) の作動方法は、制御回路が、高周波電源回路に電力を出力させること (S302) と、切替インピーダンス値から終了インピーダンス値まで漸次増加する目標インピーダンス値を設定すること (S403) と、計測インピーダンス値と目標インピーダンス値とを定期的に比較して、計測インピーダンス値の方が高いとき、出力を第1の割合だけ低下させ (S409)、計測インピーダンス値の方が低いとき出力を第2の割合だけ上昇させる (S410) ことと、インピーダンス値が終了インピーダンス値に到達したら出力を停止させること (S412) とを含む。

S401 Calculate additive impedance value on the basis of initial impedance value
S402 Set termination impedance value
S403 Set target impedance value
S404 Output initial power
S405 Acquire impedance value
S406 Measured impedance value $\geq$ termination impedance value?
S407 Compare measured impedance value (Z_m) and target impedance value (Z_t)
S408 Maintain set power
S409 Set the set power to low power
S410 Set the set power to high power
S411 Output set power
S412 Stop output
AA Third control
BB Return

WO 2017/018024 A1



ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, 添付公開書類:

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).

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

電源装置の作動方法、電源装置、及び高周波処置システム

技術分野

[0001] 本発明は、高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法、電源装置、及び高周波処置システムに関する。

背景技術

[0002] 一般に、一对の把持部材で処置対象である生体組織を把持し、当該生体組織に高周波電力を供給することで処置を行う高周波処置システムが知られている。このようなシステムにおいて、把持部材で把持された生体組織は、高周波電流が流れることで加熱される。このような高周波処置システムは、例えば血管の封止に用いられる。高周波処置システムにおいて、処置の精度及び効率を向上させるため、出力電圧及び出力電流を適切に調整することが求められている。

[0003] 例えば日本国特開平 8－9 8 8 4 5 号公報には、生体組織のインピーダンス値に注目して出力を制御することに係る技術が開示されている。すなわち、この技術では、処置の初期において計測されたインピーダンス値の最大値と最小値とが特定される。処置中に計測されるインピーダンス値は最小値を示した後に上昇する。この上昇する過程において、インピーダンス値が特定された最大値と最小値との間の所定の値となったときに出力は停止される。この最大値と最小値との間の値は、例えば最大値と最小値との平均値であることが好ましいとされる。

[0004] また、例えば日本国特開 2 0 1 2－1 9 6 4 5 8 号公報には、処置中のインピーダンス値の推移について目標値を設定し、この目標値と計測される実際のインピーダンス値とが一致するように出力が制御されることに係る技術が開示されている。

[0005] 高周波処置システムにおいて、出力電圧及び出力電流の調整は、処置の精

度及び効率に影響を与えるので、より適切に調整されることが求められている。また、最適な出力電圧及び出力電流は、処置対象に応じて異なることが知られている。したがって、出力電圧及び出力電流は、処置対象に応じて調整されることが求められている。

発明の概要

[0006] 本発明は、処置対象に応じて最適化された出力が行われる高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法、電源装置、及び高周波処置システムを提供することを目的とする。

[0007] 本発明の一態様によれば、電源装置の作動方法は、生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法であって、制御回路が、高周波電源回路に電力を出力させることと、前記制御回路が、前記出力の最中に前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値について最小値又は前記最小値よりも所定の値だけ大きい値を切替インピーダンス値としたときに、前記切替インピーダンス値から前記出力を停止させる終了インピーダンス値まで所定期間内に漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になってから前記終了インピーダンス値になるまでの間において、前記インピーダンスに係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも高いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第1の割合だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第2の割合だけ上昇させることと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることとを含む。

本発明の一態様によれば、電源装置の作動方法は、生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法であって

、制御回路が、高周波電源回路に電力を出力させることと、前記制御回路が、前記出力の最中に前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値について最小値又は前記最小値よりも所定の値だけ大きい値を切替インピーダンス値としたときに、前記切替インピーダンス値から前記出力を停止させる終了インピーダンス値まで所定期間内に漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になってから前記終了インピーダンス値になるまでの間において、前記インピーダンスに係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも高いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を固定値である第1の値だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を固定値である第2の値だけ上昇させることと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることとを含む。

本発明の一態様によれば、電源装置の作動方法は、生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法であって、制御回路が、高周波電源回路に電力を出力させることと、前記制御回路が、前記出力を開始してから第1の期間内に前記生体組織のインピーダンスに係る値である初期インピーダンス値を取得することと、前記制御回路が、前記初期インピーダンス値に基づいて、時間に対する出力電圧の増加割合を決定することと、前記制御回路が、前記第1の期間後の第2の期間において前記高周波電源回路の出力電圧を前記増加割合に従って増加させることと、前記制御回路が、前記第2の期間以降において前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が最小値に係る切替インピーダンス値に到達した後に、前記第2の期間を終了させることと、前記制御回路が、前記初期インピーダンス値に基づいて、

加算インピーダンス値を決定することと、前記制御回路が、前記切替インピーダンス値に前記加算インピーダンス値を加算した終了インピーダンス値を設定することと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になってから前記終了インピーダンス値になるまでの第3の期間における漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、前記制御回路が、前記第3の期間において、前記インピーダンスに係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも高いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第1の割合だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第2の割合だけ上昇させることと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることとを含む。

[0008] 本発明の一態様によれば、電源装置は、生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置であって、電力を出力する高周波電源回路と、前記出力を検出する出力検出回路と、前記出力検出回路から前記出力に係る情報を取得し、前記高周波電源回路の動作を制御する制御回路とを備え、前記制御回路は、高周波電源回路に電力を出力させることと、前記出力の最中に前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、前記インピーダンスに係る値が、最小値、又は前記最小値よりも所定の値だけ大きい値を切替インピーダンス値としたときに、前記切替インピーダンス値から前記出力を停止させる終了インピーダンス値まで所定期間内に漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になってから前記終了インピーダンス値になるまでの間において、前記インピーダンスに係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス

値よりも高いとき、前記高周波電源回路に、出力する前記電力を第1の割合だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に、出力する前記電力を第2の割合だけ上昇させることと、前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることとを行う。

[0009] 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。

[0010] 本発明によれば、処置対象に応じて最適化された出力が行われる高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法、電源装置、及び高周波処置システムを提供できる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]図1は、一実施形態に係る高周波処置システムの外観の一例の概略を示す図である。

[図2]図2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3]図3は、一実施形態に係る高周波処置システムの動作の一例を示すフローチャートである。

[図4]図4は、一実施形態に係る高周波処置システムにおける時間に対する電力、電圧、電流及びインピーダンスの変化の一例を示す図である。

[図5]図5は、一実施形態に係る高周波処置システムの第1の制御の一例を示すフローチャートである。

[図6]図6は、第2の制御において生体組織に対して電圧を印加した時間と、その処置によって封止された血管の Vessel Burst Pressure との関係の一例を示す図である。

[図7]図7は、一実施形態に係る高周波処置システムの第2の制御の一例を示すフローチャートである。

[図8]図8は、一実施形態に係る高周波処置システムにおいて用いられる初期抵抗値と加算抵抗値との関係を含むテーブルの一例を示す図である。

[図9]図9は、一実施形態に係る高周波処置システムにおいて用いられる初期抵抗値と継続時間と加算抵抗値との関係を含むテーブルの一例を示す図である。

[図10]図10は、一実施形態に係る高周波処置システムにおける時間と目標抵抗値との関係の一例を示す図である。

[図11]図11は、一実施形態に係る高周波処置システムにおける時間に対する出力電力及び抵抗値の関係の一例を示す図である。

[図12]図12は、一実施形態に係る高周波処置システムの第3の制御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

[0012] 本発明の一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10の概略図を図1に示す。この図に示すように、高周波処置システム10は、高周波処置具として機能する高周波処置具100と、処置具に電力を供給する電源装置200と、フットスイッチ290とを備える。

[0013] 高周波処置具100は、処置部110と、シャフト160と、操作部170とを有する。以降説明のため、処置部110側を先端側、操作部170側を基端側と称することにする。高周波処置システム10は、処置部110で処置対象である例えば血管といった生体組織を把持するように構成されている。高周波処置システム10は、把持した生体組織に高周波電圧を印加して、この生体組織を封止する。

[0014] シャフト160の先端に設けられた処置部110には、一对の把持部材である第1の把持部材112と第2の把持部材114とが設けられている。第1の把持部材112及び第2の把持部材114の生体組織に接触する部分は、それぞれ電極として機能する。すなわち、第1の把持部材112と第2の把持部材114とは、バイポーラ電極として機能する。

[0015] 操作部170には、操作部本体172と、固定ハンドル174と、可動ハンドル176と、出力スイッチ178とが設けられている。固定ハンドル1

74は、操作部本体172に対して固定されており、可動ハンドル176は、操作部本体172に対して変位する。可動ハンドル176は、シャフト160内を挿通しているワイヤ又はロッドに接続されている。このワイヤ又はロッドは、第2の把持部材114に接続されている。可動ハンドル176の動作は、第2の把持部材114に伝達される。第2の把持部材114は、可動ハンドル176の動作に応じて、第1の把持部材112に対して変位する。その結果、第1の把持部材112と第2の把持部材114とは、開いたり閉じたりする。

[0016] 出力スイッチ178は、例えば2つのボタンを含む。これらのボタンは、処置部110によって処置対象である生体組織に高周波電力を作用させる際に押圧されるボタンである。このボタンが押圧されたことを検知した電源装置200は、第1の把持部材112と第2の把持部材114との間に高周波電圧を印加する。その結果、処置部110で把持された生体組織は、封止される。高周波処置具100は、例えば、2つあるボタンのうち何れが押圧されるかで、出力レベルが異なるように構成されている。フットスイッチ290にも、例えば2つのスイッチが設けられている。フットスイッチ290の2つのスイッチのそれぞれは、出力スイッチ178のそれぞれのボタンと同様の機能を有する。なお、高周波処置システム10には、出力スイッチ178とフットスイッチ290との両方が設けられていてもよいし、何れか一方が設けられていてもよい。以下、主に出力スイッチ178が操作されるものとして説明するがフットスイッチ290が操作されてもよい。

[0017] 操作部170の基端側には、ケーブル180の一端が接続されている。ケーブル180の他端は、電源装置200に接続されている。電源装置200は、高周波処置具100の動作を制御し、高周波処置具100に電力を供給する。

[0018] 図2に、電源装置200の構成例の概略を表すブロック図を示す。電源装置200は、制御回路210と、高周波電源回路220と、出力検出回路230と、A/D変換器240と、記憶媒体250と、入力器262と、表示

器 264 と、スピーカ 266 とを有する。

[0019] 制御回路 210 は、例えば Central Processing Unit (CPU)、Application Specific Integrated Circuit (ASIC)、又は Field Programmable Gate Array (FPGA) 等の集積回路等を含む。制御回路 210 は、1つの集積回路等で構成されてもよいし、複数の集積回路等が組み合わされて構成されてもよい。制御回路 210 の動作は、例えば制御回路 210 内又は記憶媒体 250 に記録されたプログラムに従って行われる。制御回路 210 は、電源装置 200 の各部から情報を取得し、各部の動作を制御する。

[0020] 高周波電源回路 220 は、高周波処置具 100 に供給する高周波電力を出力する。高周波電源回路 220 は、可変直流電源 221 と、波形生成回路 222 と、出力回路 223 とを備える。可変直流電源 221 は、制御回路 210 の制御下で、直流の電力を出力する。可変直流電源 221 の出力は、出力回路 223 へと伝達される。波形生成回路 222 は、制御回路 210 の制御下で、交流波形を生成し、生成した交流波形を出力する。波形生成回路 222 の出力は、出力回路 223 へと伝達される。出力回路 223 は、可変直流電源 221 の出力と、波形生成回路 222 の出力とを重畳し、交流の電力を出力する。この交流電力は、出力検出回路 230 を介して、高周波処置具 100 の第 1 の把持部材 112 と第 2 の把持部材 114 とに供給される。

[0021] 出力検出回路 230 は、電流検出回路 231 と電圧検出回路 232 とを有する。電流検出回路 231 は、高周波電源回路 220 から高周波処置具 100 への回路の途中に挿入されており、高周波電源回路 220 から出力される電流値を表すアナログ信号を出力する。電圧検出回路 232 は、高周波電源回路 220 の出力電圧を表すアナログ信号を出力する。

[0022] 電流検出回路 231 の出力信号及び電圧検出回路 232 の出力信号は、A/D変換器 240 へと入力される。A/D変換器 240 は、入力されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、制御回路 210 へと伝達する。このよう

にして、制御回路 210 は、高周波電源回路 220 の出力電圧及び出力電流の情報を取得する。また、制御回路 210 は、これら出力電圧及び出力電流に基づいて、第 1 の把持部材 112、処置対象である生体組織、及び第 2 の把持部材 114 を含む回路のインピーダンスに係る値を算出する。すなわち、制御回路 210 は、生体組織のインピーダンスに係る値を取得する。

[0023] 記憶媒体 250 は、制御回路 210 で用いられるプログラム、制御回路 210 で行われる演算に用いられる各種のパラメータ、テーブル等を記憶している。

[0024] 入力器 262 は、例えば、ボタン、スライダ、ダイヤル、キーボード、又はタッチパネルといった入力機器を含む。制御回路 210 は、ユーザによる入力器 262 への入力を取得する。表示器 264 は、例えば、液晶ディスプレイ又は LED ランプといった表示機器を含む。表示器 264 は、制御回路 210 の制御下で、高周波処置システム 10 に係る情報を、ユーザに提示する。スピーカ 266 は、制御回路 210 の制御下で、例えば入力音、出力音、警告音等を発する。

[0025] 本実施形態に係る高周波処置システム 10 の動作について説明する。ユーザは、電源装置 200 の入力器 262 を操作して、高周波処置具 100 についての希望する出力レベルを設定する。出力レベルは、例えば複数ある出力スイッチ 178 毎に設定される。

[0026] 処置部 110 及びシャフト 160 は、例えば、腹壁を通して腹腔内に挿入される。ユーザは、可動ハンドル 176 を操作して処置部 110 を開閉させる。こうして、第 1 の把持部材 112 と第 2 の把持部材 114 とは、処置対象である生体組織を把持する。ユーザは、処置部 110 で生体組織を把持したら、出力スイッチ 178 を操作する。出力スイッチ 178 のボタンが押圧されたことを検出した電源装置 200 の制御回路 210 は、高周波電源回路 220 に駆動に係る指示を出力する。

[0027] 高周波電源回路 220 は、制御回路 210 の制御下で、処置部 110 の第 1 の把持部材 112 及び第 2 の把持部材 114 に高周波電圧を印加し、処置

対象である生体組織に高周波電流を流す。高周波電流が流れると、生体組織が電氣的な抵抗となるため、生体組織で熱が発生し、生体組織の温度が上昇する。その結果、生体組織のタンパク質は変成し、生体組織が封止される。以上によって生体組織の処置は完了する。

[0028] 電源装置 200 の出力動作について詳述する。本実施形態に係る電源装置 200 の動作の概略を図 3 に示すフローチャートを参照して説明する。ステップ S 101 において、制御回路 210 は、出力スイッチ 178 がオンになったか否かを判定する。オンになっていないとき、処理はステップ S 101 に戻る。すなわち、制御回路 210 は、オンになるまで待機する。オンになったとき、処理はステップ S 102 に進む。ステップ S 102 において、制御回路 210 は、第 1 の制御を実行する。続いて、ステップ S 103 において、制御回路 210 は、第 2 の制御を実行する。続いて、ステップ S 104 において、制御回路 210 は、第 3 の制御を実行する。第 1 の制御、第 2 の制御、及び第 3 の制御については、後に詳述する。以上によって出力制御は終了する。このように、本実施形態では、3 段階の制御が行われる。

[0029] 本実施形態に係る高周波処置システム 10 の出力及びその際算出される生体組織に係るインピーダンスの一例を図 4 を参照して説明する。図 4 は、横軸に出力開始時を 0 とした時間を示し、左縦軸は、出力電力、出力電圧及び出力電流を示し、右縦軸はインピーダンスを示す。図 4 において、実線は出力電圧の変化を示し、破線はインピーダンスの変化を示し、一点鎖線は出力電力の変化を示し、二点鎖線は出力電流の変化を示す。

[0030] 上述のとおり、本実施形態に係る高周波処置システム 10 の出力の制御は、3 段階（3 つのフェーズ）に分かれている。したがって、生体組織に電力が供給される期間は、出力開始直後の短期間の第 1 の制御が行われる第 1 の期間と、その後の約 1 秒間の第 2 の制御が行われる第 2 の期間と、その後の約 2 秒間の第 3 の制御が行われる第 3 の期間とを含む。第 1 の制御による出力を第 1 の出力と称し、第 2 の制御による出力を第 2 の出力と称し、第 3 の制御による出力を第 3 の出力と称することにする。また、第 2 の制御による

出力は第3の制御による出力よりも前に行われるので、第2の制御による期間を前期期間と称し、第3の制御による出力を後期期間と称することにする。

[0031] 第1の制御においては、所定の期間、所定の電力値を有する高周波電力が生体組織に供給される。この第1の期間は、例えば100ミリ秒程度である。この第1の期間に、インピーダンスに係る値が取得される。処置対象である生体組織の大きさ、種類等、又は生体組織の状態に応じて、このときに取得されるインピーダンスに係る値は異なるものとなる。そこで、本実施形態では、第1の制御が行われている第1の期間に取得されるインピーダンスに係る値に基づいて、処置対象である生体組織の状態が把握され、後の制御で用いられる制御パラメータが決定される。すなわち、処置対象である生体組織の特性に応じた制御パラメータが設定される。また、第1の制御において、それほど大きくない所定の電力が生体組織に供給されることによって、出力のオーバーシュートが抑制される。

[0032] 第2の制御においては、線形に上昇する電圧が生体組織に印加される。この第2の制御が行われている第2の期間において、生体組織の温度が上昇する。第2の制御は、計測されるインピーダンスに係る値が最小値を示したことが検出されるまで行われる。計測されるインピーダンスに係る値が最小値となったら、制御は第3の制御に移行する。

[0033] 第2の制御において水分が蒸発すると、その後温度上昇に伴ってインピーダンスに係る値が上昇していく。第3の制御においては、インピーダンスに係る値が線形に上昇するように出力制御が行われる。この第3の期間において、生体組織の温度は、ほぼ一定となるように維持される。

[0034] 以下、第1乃至第3の制御について詳述する。

[0035] [第1の制御について]

第1の制御について、図5に示すフローチャートを参照して説明する。

[0036] ステップS201において、制御回路210は、高周波電源回路220に、所定の電力値を有する交流電力を第1の把持部材112と第2の把持部材

114とで挟持された処置対象である生体組織に供給させる。この交流電力の供給によって生体組織に交流電流が流れる。

[0037] ステップS202において、制御回路210は、処置対象である生体組織に係るインピーダンス値を取得する。例えば、制御回路210は、出力検出回路230の電流検出回路231で検出された電流と、電圧検出回路232で検出された電圧とを取得し、これらの値に基づいて、インピーダンス値を算出する。ここで、算出されるインピーダンス値は、インピーダンスに係る種々の値でよく、例えば複素数であるインピーダンスの絶対値であっても、実数成分である抵抗値であってもよい。また、逆数であるアドミタンスが用いられてもよい。

[0038] ステップS203において、制御回路210は、所定時間が経過したか否かを判定する。ここで、所定時間は、例えば100ミリ秒である。所定時間が経過していないとき、処理はステップS201に戻る。すなわち、所定電力の供給とインピーダンス値の取得とが繰り返される。所定時間が経過したとき、第1の制御は終了し、第2の制御へと移行する。

[0039] なお、第1の制御で取得されるインピーダンス値を初期インピーダンス値と称することにする。初期インピーダンス値は、最初に取得されたインピーダンス値でもよいし、第1の制御が行われる第1の期間のうち何れかの期間に取得されたインピーダンス値の平均値や中間値などであってもよい。

[0040] [第2の制御について]

第2の制御について詳述する。第2の制御は、血管等の安定した封止を行うために最適化された制御である。ここで、血管等の生体組織を加熱する際のインピーダンス値の変化に注目する。生体組織を加熱すると、生体組織内の電解質溶液の温度が上昇し、インピーダンスが低下する。このインピーダンスの低下に注目すると、以下のことが明らかになった。

[0041] 図6に、第2の制御による電圧印加時間（加熱時間）と、Vessel Burst Pressure (VBP) の平均値との関係を示す。ここで、第2の制御による電圧印加時間は、上述のとおり第2の制御の開始からイ

インピーダンス値が最小値を取るまでの時間となる。また、第2の制御は、上述し図4に示したように、出力電圧が線形に上昇するように調整される制御である。また、VBPは、第2の制御及び第3の制御を経た封止処置後の血管に水圧をかけたときに封止部分が剥離する圧力を示す。すなわち、VBPが高い程、強固な封止が行われていることを意味する。一般に、少なくとも90%以上の処置後の血管で360mmHg以上のVBPが得られることが要求される。図6に示すように、インピーダンス値が最小値を取るまでの時間が長くなるほど、VBPは上昇する傾向にある。また、インピーダンス値が最小値を取るまでの時間が1秒以上になっても、VBPはそれほど上昇しなかった。

[0042] 図6に示す結果と、処置時間は短いことが望まれていることを考慮すると、インピーダンス値が最小値を取るまでの時間は、1秒程度であることが好ましいと考えられる。また、VBPが360mmHgよりも十分に高い0.5秒から1.5秒程度の範囲内でもよいことが分かる。これらの結果を踏まえて、本実施形態では、インピーダンス値が最小値を取るまでの時間が1秒程度となるように、第2の制御における出力電圧を調整することとした。

[0043] 本実施形態では、制御回路210は、第2の制御における生体組織に印加する出力電圧 $V(t)$ を下記式(1)となるように制御する。

$$V(t) = (V(Z) / GV) \times t \quad (1)$$

ここで、 t は、処置の開始からの時間、すなわち、第1の制御が開始してからの時間を示す。 t は、第2の制御が開始してからの時間であってもよい。 $V(Z)$ は、定数を示し、例えば出力電圧の最大値を示す。 GV は、勾配値を示す。このように、 $(V(Z) / GV)$ は、単位時間当たりの出力電圧の上昇値、すなわち、傾き（増加割合）を示す。

[0044] GV は、第1の制御で取得された初期インピーダンス値に基づいて決定される。 GV は、例えば初期抵抗値 RO に基づいて、下記式(2)で決定される。

$$GV = a \cdot RO + b \quad (2)$$

ここで、 a 及び b は、それぞれ定数である。 a 及び b は、出力電圧 $V(t)$ を生体組織に印加したときに、1 秒程度でインピーダンス値が最小値を示すように経験的に調整された値である。

[0045] なお、上記式 (2) は、1 次関数に限らず高次の関数など他の式でもよい。ただし、初期抵抗値 R_0 が上記式 (1) に与える影響が大きくなり過ぎないように、高次関数よりも 1 次関数であることが好ましい。また、上記式 (1) も時間に関する 1 次関数となっている。1 次関数であることで、安定性が高く、かつ適度な温度上昇が得られる。出力電圧が時間に関する 1 次関数であるので、生体組織に投入される電力は時間に関して 2 次関数的に増加する。なお、出力電圧 $V(t)$ はオフセットが与えられてもよい。すなわち、上記式 (1) は、

$$V(t) = (V(Z) / GV) \times t + c \quad (3)$$

(ここで c は定数) のように変形されてもよい。

[0046] 上記式 (1) 及び (2) に従えば、例えば細い血管では、初期抵抗値 R_0 が比較的高いので、勾配を示す $(V(Z) / GV)$ が比較的小さくなる。すなわち、細い血管では、出力電圧は比較的ゆっくりと上昇し、したがって、投入電力は比較的ゆっくりと上昇する。一方、例えば太い血管では、初期抵抗値 R_0 が比較的低いので、勾配を示す $(V(Z) / GV)$ が比較的大きくなる。すなわち、太い血管では、出力電圧は比較的速く上昇し、したがって、投入電力は比較的速く上昇する。

[0047] 勾配 $(V(Z) / GV)$ は、上記式 (1) 及び (2) の関係と初期抵抗値 R_0 とに基づいてその都度算出されて用いられてもよいし、記憶媒体 250 に予め記憶された初期抵抗値 R_0 と勾配 $(V(Z) / GV)$ との関係を表すテーブルと初期抵抗値とに基づいて決定されてもよい。

[0048] 第 2 の制御における電源装置 200 の動作を、図 7 に示すフローチャートを参照して説明する。

[0049] ステップ S301 において、制御回路 210 は、初期インピーダンス値に基づいて、時間と出力電圧 $V(t)$ との関係を算出する。出力電圧 $V(t)$

は、例えば上述の式（１）及び（２）を用いて決定される。

[0050] ステップS 3 0 2において、制御回路2 1 0は、高周波電源回路2 2 0に、時間に応じた電圧 $V(t)$ を出力させる。ステップS 3 0 3において、制御回路2 1 0は、生体組織のインピーダンス値を取得する。

[0051] ステップS 3 0 4において、制御回路2 1 0は、ステップS 3 0 3で取得されたインピーダンス値が切替インピーダンス値であるか否かを判定する。ここで、切替インピーダンス値とは、第2の制御を終了する条件となるインピーダンス値である。切替インピーダンス値は、例えばインピーダンス値の変化が計測されて、最小値となったときの値であり得る。最小値の検出を容易に行うため、インピーダンス値が最小値を示した後、所定の値だけ上昇した値を切替インピーダンス値としてもよい。すなわち、ステップS 3 0 4において、インピーダンス値が減少し、最小値を示した後に所定の値だけインピーダンス値が上昇したとき、インピーダンス値が切替インピーダンス値になったと判定されてもよい。ステップS 3 0 4において切替インピーダンス値でないと判定されたとき、処理はステップS 3 0 2に戻る。一方、切替インピーダンス値であると判定されたとき、第2の制御は終了し、第3の制御へと移行する。

[0052] 以上のような制御によって、出力電圧及びインピーダンス値は図4に示すようになる。すなわち、第2の制御が行われる第2の期間において、出力電圧は、線形に上昇する。このとき、出力電力は2次関数的に上昇する。第2の期間において取得されるインピーダンス値は、時間経過とともにゆっくりと減少していく。図4に示す例では、インピーダンス値が最小値を示した後にわずかに上昇したところで、第2の制御が終了している。なお、ここでは出力電圧が制御される例を示したが、同様に出力電流又は出力電力が線形に上昇するように制御されてもよい。

[0053] インピーダンス値が最小値を取るまでの時間を1秒程度と比較的ゆっくりにすることで、処置の時間を短くしつつ生体組織の温度を均一にすることができる。また、処置対象のサイズ等によらず、インピーダンス値が最小値を

取るまでの時間を1秒程度と一定にすることで、処置ごとの結果のバラつきを抑制することができる。なお、同じエネルギーを投入した場合、細い血管ほど、短い時間でインピーダンス値が最小値を取る。インピーダンス値が最小値を取るまでの時間を1秒程度とすることで、図6に示すように、安定して高い封止力が得られる。

[0054] [第3の制御について]

第3の制御について詳述する。第3の制御では、計測されるインピーダンス値が一定の割合で上昇するように出力が制御される。本実施形態では、まず、出力を停止するときのインピーダンス値である終了インピーダンス値が決定される。次に、第3の制御の開始時のインピーダンス値から終了インピーダンス値まで一定の速度で上昇する目標インピーダンス値が設定される。すなわち、目標インピーダンス値は、各時間におけるインピーダンス値の目標値として設定される。出力の制御は、一定期間ごとに目標インピーダンス値と出力検出回路230を用いて取得された計測インピーダンス値との差異に基づいて、出力値が決定されるように行われる。このようにして、計測インピーダンス値が目標インピーダンス値に沿って終了インピーダンス値に達するまで、第3の制御は行われる。

[0055] <第3の制御における終了インピーダンス値の設定について>

出力を停止するときの終了インピーダンス値の決定方法について説明する。ここでは、インピーダンス値として、抵抗値を用いる場合を説明する。抵抗値に限らず、その他のインピーダンス値を用いても同様である。出力を停止するときの抵抗値である終了抵抗値 R_{stop} は、例えば、下記式(4)で求められる。

$$R_{stop} = R_{in} + R_{add} \quad (4)$$

ここで、 R_{in} は、第3の制御の開始時に取得される生体組織に係る抵抗値である。すなわち、 R_{in} は、上述の切替インピーダンス値に対応する抵抗値である。なお、 R_{in} は、第2の制御において計測された最小インピーダンスであってもよい。また、 R_{in} には、第1の制御で取得された初期イン

ピーダンス値が用いられてもよい。

[0056] また、 R_{add} は、生体組織の初期状態に基づいて決められる加算抵抗値である。加算抵抗値 R_{add} の決定方法の例をいくつか示す。

[0057] (第1の例)

加算抵抗値 R_{add} は、初期抵抗値 R_0 の関数として算出される。初期抵抗値 R_0 は、第1の制御において、検出される抵抗値である。例えば、図8に示すような加算抵抗値 R_{add} と初期抵抗値 R_0 との関係を表すテーブルが記憶媒体250に記憶されており、このテーブルと第1の制御で計測された初期抵抗値 R_0 とに基づいて加算抵抗値 R_{add} が決定される。なお、図8において、 a, b, c, d は、それぞれ抵抗値を表し、 $a < b < c < d$ の関係性を有する。すなわち、初期抵抗値 R_0 が高い程、加算抵抗値 R_{add} は低くなる。言い換えると、処置対象が血管であるとき、細い血管ほど初期抵抗値 R_0 が高いため、加算抵抗値 R_{add} が低くなる。また、図8と同様の関係性を示す関数に基づいて、加算抵抗値 R_{add} が算出されてもよい。

[0058] (第2の例)

加算抵抗値 R_{add} は、初期抵抗値 R_0 と第2の制御の継続時間 D_t との関数として算出される。継続時間 D_t は、第2の制御が終了したときに取得される。例えば、初期抵抗値 R_0 が所定の閾値以上、かつ、継続時間 D_t が所定の閾値以下であるとき、加算抵抗値 R_{add} として第1の加算抵抗値 R_{add1} が選択され、初期抵抗値 R_0 が所定の閾値よりも低い、又は、継続時間 D_t が所定の閾値よりも長いとき、加算抵抗値 R_{add} として第2の加算抵抗値 R_{add2} が選択される。ここで、第1の加算抵抗値 R_{add1} は、第2の加算抵抗値 R_{add2} よりも低い。

[0059] また、例えば、図9に示すような加算抵抗値 R_{add} と継続時間 D_t と初期抵抗値 R_0 との関係を表すテーブルが記憶媒体250に記憶されており、このテーブルと第1の制御で計測された初期抵抗値 R_0 と第2の制御の継続時間 D_t とに基づいて加算抵抗値 R_{add} が決定されてもよい。なお、図9において、 a, b, c, d は、それぞれ抵抗値を表し、 $a < b < c < d$ の関

係を有する。すなわち、初期抵抗値 R_0 が高い程、加算抵抗値 R_{add} は低くなり、継続時間 D_t が長い程、加算抵抗値 R_{add} は高くなる。また、図 9 と同様の関係を示す関数に基づいて、加算抵抗値 R_{add} が算出されてもよい。

[0060] 初期抵抗値 R_0 と第 2 の制御の継続時間 D_t とに基づいて加算抵抗値 R_{add} が決定されることで、初期抵抗値 R_0 のみに基づいて決定される場合よりも、適切な加算抵抗値 R_{add} が決定され得る。

[0061] (第 3 の例)

加算抵抗値 R_{add} は、ユーザが設定した出力レベルに応じて選択されてもよい。例えば、出力レベルが高い程、加算抵抗値 R_{add} は高くなり、出力レベルが低い程、加算抵抗値 R_{add} は低くなる。出力レベルは、第 1 の例又は第 2 の例の場合のように、初期抵抗値 R_0 又は第 2 の制御の継続時間 D_t との組み合わせとして用いられることが好ましい。初期抵抗値 R_0 又は第 2 の制御の継続時間 D_t と併せて出力レベルを用いて加算抵抗値 R_{add} が決定されることで、より適切な値が設定され得る。

[0062] 上記の第 1 乃至第 3 の例の何れの場合にも、例えば血管が細い程、加算抵抗値 R_{add} は低くなり、血管が太い程、加算抵抗値 R_{add} は高くなる。なお、終了抵抗値 R_{stop} は、初期抵抗値 R_0 よりも高い値となる。

[0063] 抵抗値に限らずにその他のインピーダンスに係る値が用いられるとき、上記と同様に、 R_{in} は、切替インピーダンス値に対応し、加算抵抗値 R_{add} は加算インピーダンス値に対応し、初期抵抗値 R_0 は、初期インピーダンス値に対応する。

[0064] 上述のように、例えば血管の太さなど、処置対象に応じて変化する初期インピーダンス値が用いられることによって、処置対象に応じた終了インピーダンス値が適切に設定される。このようにして決定された終了インピーダンス値を用いて出力制御が行われることで、適切な処置が行われ得る。

[0065] <第 3 の制御における目標インピーダンス値の設定について>

目標インピーダンス値の設定方法について説明する。ここでは、上述の終

了抵抗値と同様に、インピーダンス値として抵抗値が用いられる場合を説明する。すなわち、目標インピーダンス値として目標抵抗値が用いられる場合を説明する。抵抗値に限らず、その他のインピーダンスに係る値を用いても同様である。

[0066] (第1の例)

第1の例では、第3の制御によって高周波電力が出力される時間は、予め決められている。この所定の時間で、切替抵抗値 R_{in} から算出された終了抵抗値 R_{stop} まで抵抗値が線形に上昇するように、時間毎の目標抵抗値が設定され得る。

[0067] (第2の例)

第2の例では、第3の制御によって高周波電力が出力される時間は、ユーザによって設定された出力レベルに応じて決定される。出力レベルに応じて決定された時間で、算出された終了抵抗値 R_{stop} まで抵抗値が線形に上昇するように、目標抵抗値が設定され得る。すなわち、図10に示すように、時間に対して目標抵抗値の値を示したときの傾きが、出力レベルに応じて変化する。言い換えると、目標抵抗値の増加速度が出力レベルに応じて変化する。なお、図10において、 L_1 、 L_2 、 L_3 は、それぞれ出力レベルを示し、 $L_1 < L_2 < L_3$ の関係を有する。

[0068] (第3の例)

第3の例では、第3の制御によって高周波電力が出力される時間は、第1の制御において得られた抵抗値（初期抵抗値）に応じて決定される。また、第3の制御によって高周波電力が出力される時間は、第2の制御において得られた抵抗値に応じて決定されてもよい。決定された時間で、算出された終了抵抗値 R_{stop} まで抵抗値が線形に上昇するように、目標抵抗値が設定され得る。すなわち、時間に対して目標抵抗値の値を示したときの傾きが、第1の制御又は第2の制御において得られた抵抗値に応じて変化する。言い換えると、目標抵抗値の増加速度が第1の制御又は第2の制御において得られた抵抗値に応じて変化する。例えば、第1の制御又は第2の制御で取得さ

れた抵抗値が低いとき、第3の制御における出力時間は短くなり、傾きは大きくなる。一方、第1の制御又は第2の制御で取得された抵抗値が高いとき、第3の制御における出力時間は長くなり、傾きは小さくなる。

[0069] <第3の制御における出力電力の決定方法について>

出力の決定方法について説明する。ここでも、上述の場合と同様に、インピーダンス値として抵抗値が用いられる場合を説明する。抵抗値に限らず、その他のインピーダンスに係る値を用いても同様である。

[0070] 図11を参照して説明する。図11の上段は、時間に対する目標抵抗値と計測抵抗値とを模式的に示す。ここで、目標抵抗値は破線で示され、計測抵抗値は実線で示されている。図11の下段は時間に対する出力電力を模式的に示す。本実施形態では、出力電力が数十ミリ秒毎のステップ時間毎に設定される。この出力電力の設定は、目標抵抗値と計測抵抗値とを比較することで行われる。すなわち、所定時間毎に目標抵抗値と計測抵抗値とが比較され、計測抵抗値が目標抵抗値よりも高いとき、出力電力は下げられる。一方、計測抵抗値が目標抵抗値よりも低いとき、出力電力は上げられる。また、計測抵抗値と目標抵抗値との差が所定の閾値未満の場合、出力電力は維持される。なお、第3の制御の開始時の出力電力は、第2の制御の終了時の出力電力でもよい。また、第3の制御の開始時の出力電力は、所定の値でもよいし、所定の方法によって決定されてもよい。

[0071] 頻繁に出力電力の設定値が変更されると出力が発振するおそれがある。一方で、出力電力の設定が時々しか行われないと、制御の精度が悪くなったり、目標時間内に処置が完了しなくなったりする。このため、出力電力を再設定する間隔、すなわちステップ時間は、適切に調整されることが好ましい。出力電力の決定方法の例について説明する。

[0072] (第1の例)

第1の例では、出力電力の変化量は、その時点での出力電力に対する所定の割合である。例えば、この所定の割合を第1の割合としたときに、初期の出力電力が第1の電力であり、計測抵抗値が目標抵抗値よりも高いとき、次

の出力電力は、第1の電力から第1の割合だけ低下させた第2の電力とする。出力が第2の電力であり、計測抵抗値が目標抵抗値よりも低いとき、次の出力電力は、第2の電力から第1の割合だけ上昇させた第3の電力とする。以下同様にする。例えば第1の割合を10%とするとき次のようになる。その時点の出力電力が20Wであり、計測抵抗値が目標抵抗値よりも高いとき、次の出力電力は18Wに調整される。出力電力は18Wであり、計測抵抗値が目標抵抗値よりも低いとき、次の出力電力は、19.8Wに調整される。このように、出力電力の変化量をその時点の出力電力に対する所定の割合とすることで、出力電力が大きいときにも小さいときにも変化量が適切な値に調整される。ここに示した数値は一例であり、どのような値であってもよく、適切に設定される。

[0073] なお、出力電力を低下させるときの割合を第1の割合とし、上昇させるときの割合を第2の割合としたときに、第1の割合と第2の割合とは同一でもよいし、異なってもよい。第2の割合よりも第1の割合の方が大きいことが好ましい。例えば、計測抵抗値が目標抵抗値よりも高いとき、出力を10%低下させ、計測抵抗値が目標抵抗値よりも低いとき、出力を5%上昇させる等とする。また、計測抵抗値と目標抵抗値との差異が所定の範囲内のとき、出力電力を変化させなくてもよい。

[0074] (第2の例)

第2の例では、出力電力の変化量は、所定の値とする。この所定の値を第1の値としたとき、計測抵抗値が目標抵抗値よりも高いとき、次の出力電力は現在の出力電力よりも第1の値だけ低い値に調整される。計測抵抗値が目標抵抗値よりも低いとき、次の出力電力は現在の出力電力よりも第1の値だけ高い値に調整される。例えば、変化量を2Wとするとき次のようになる。その時点の出力電力が20Wであり、計測抵抗値が目標抵抗値よりも高いとき、次の出力電力は18Wに調整される。出力電力は18Wであり、計測抵抗値が目標抵抗値よりも低いとき、次の出力電力は、20Wに調整される。このように、出力電力の変化量を一定の値とすることで、ハードウェア構成

が単純となり、また、出力電力の制御が容易となる。ここに示した数値は一例であり、どのような値であってもよく、適切に設定される。

[0075] なお、出力を上昇させるときの変化量と低下させるときの変化量とは、等しくてもよいし、異なってもよい。上昇させるときの変化量よりも低下させるときの変化量の方が大きいことが好ましい。また、計測抵抗値と目標抵抗値との差異が所定の範囲内のとき、出力電力を変化させなくてもよい。

[0076] (第3の例)

第3の例では、出力電力の変化量は、第1の制御で取得された初期抵抗値 R_0 と、第2の制御が行われる第2の期間の長さ、すなわち、第2の制御が開始してからインピーダンス値が最小値を示すまでの時間とに基づいて決定される。このため、例えば初期抵抗値 R_0 及び第2の期間の長さと、出力電力の変化量との関係が予め記憶媒体 250 に記憶されている。制御回路 210 は、この関係を参照して、出力電力を決定する。

[0077] (第4の例)

第4の例では、出力電力の変化量は、ユーザによって設定された出力レベルに応じて決められた所定の値とする。出力レベルと出力電力の変化量との関係は、予め記憶媒体 250 に記憶されている。制御回路 210 は、この関係を参照して、出力電力を決定する。

[0078] (第5の例)

第5の例では、出力電力は、計測抵抗値と目標抵抗値との関係で決められる。例えば、次のようになる。計測抵抗値が目標抵抗値よりも高いとき、出力電力が第1の電力値に設定される。計測抵抗値と目標抵抗値とが一致しているとき、出力電力が第2の電力値に設定される。計測抵抗値が目標抵抗値よりも低いとき、出力電力が第3の電力値に設定される。ここで、第1の電力値、第2の電力値、第3の電力値の順に値は大きくなる。例えば第1の電力値が5Wであり、第2の電力値が8Wであり、第3の電力値が10Wである。ここに示した数値は一例であり、どのような値であってもよく、適切に設定される。

- [0079] 以上のように制御される第3の制御について、図12に示すフローチャートを参照して説明する。
- [0080] ステップS401において、制御回路210は、初期インピーダンス値に基づいて、加算インピーダンス値を算出する。ステップS402において、制御回路210は、切替インピーダンス値と加算インピーダンス値との和に基づいて、終了インピーダンス値を設定する。終了インピーダンス値の設定方法は、例えば上述の第1乃至第3の例の何れの方法が用いられてもよい。
- [0081] ステップS403において、制御回路210は、終了インピーダンス値を用いて、目標インピーダンス値を設定する。目標インピーダンス値の設定方法は、例えば上述の第1乃至第3の例の何れの方法が用いられてもよい。ステップS404において、制御回路210は、高周波電源回路220に、所定の電力値を有する電力を初期電力として出力させる。初期電力は、例えば第2の制御の終了時の電力である。
- [0082] ステップS405において、制御回路210は、出力検出回路230で検出された値を用いて、インピーダンス値を取得する。ステップS406において、制御回路210は、計測インピーダンス値が終了インピーダンス値以上であるか否かを判定する。計測インピーダンス値が終了インピーダンス値以上でないとき、処理はステップS407に進む。
- [0083] ステップS407において、制御回路210は、計測インピーダンス値 (Z_m) と目標インピーダンス値 (Z_t) とを比較する。計測インピーダンス値 (Z_m) と目標インピーダンス値 (Z_t) との差が所定の閾値以内 ($Z_m \div Z_t$) であるとき、処理はステップS408に進む。ステップS408において、制御回路210は、出力電力の設定値 (設定電力) を維持する。その後、処理はステップS411に進む。ステップS407において、計測インピーダンス値 (Z_m) が目標インピーダンス値 (Z_t) よりも大きい ($Z_m > Z_t$) と判定されたとき、処理はステップS409に進む。ステップS409において、制御回路210は、設定電力を低電力に設定する。その後、処理はステップS411に進む。ステップS407において、計測インピ

ーダンス値 (Z_m) が目標インピーダンス値 (Z_t) よりも小さい ($Z_m < Z_t$) と判定されたとき、処理はステップ S 4 1 0 に進む。ステップ S 4 1 0 において、制御回路 2 1 0 は、設定電力を高電力に設定する。その後、処理はステップ S 4 1 1 に進む。ステップ S 4 0 8 乃至ステップ S 4 1 0 の電力の設定の方法については、例えば上述の第 1 乃至第 5 の例の何れの方法が用いられてもよい。

[0084] ステップ S 4 1 1 において、制御回路 2 1 0 は、ステップ S 4 0 8 乃至ステップ S 4 1 0 のうち何れかで設定された電力値の電力を、高周波電源回路 2 2 0 に出力させる。その後、処理はステップ S 4 0 5 に戻る。

[0085] ステップ S 4 0 6 において、計測インピーダンス値が終了インピーダンス値以上であると判定されたとき、処理はステップ S 4 1 2 に進む。ステップ S 4 1 2 において、制御回路 2 1 0 は、高周波電源回路 2 2 0 に出力を停止させる。その後、第 3 の制御は終了する。以上によって、電源装置 2 0 0 による高周波処置具 1 0 0 への高周波電力の供給は終了する。

[0086] 以上のような制御によれば、出力及び取得されるインピーダンス値は図 4 に示すようになる。すなわち、第 3 の制御においてインピーダンス値は、線形に上昇する。インピーダンス値が線形に上昇するように、出力電力（出力電圧又は出力電流）は、調整される。

[0087] 以上のような第 3 の制御によれば、インピーダンス値が線形に上昇することで、生体組織はほぼ一定の温度に維持される。このように、生体組織はほぼ一定の温度の下で処置が進む。このため、例えば血管の安定した封止が得られる。

[0088] また、生体組織の特性に応じた終了インピーダンス値が決定されることで、生体組織の特性に応じた処置の終了条件が決定される。すなわち、処置対象である生体組織の特性の違いに関わらず、十分な処置が行われた時点で、処置が終了することになる。

[0089] 以上のように、本実施形態によれば、高周波処置システム 1 0 において、処置対象に応じて最適化された出力が行われる。

[0090] なお、上述の実施形態の説明では、主に血管の封止を例に挙げて説明したが、上述の技術は他の生体組織の処置にも適用され得る。また、上述の動作が血管封止用のモードとして用意され、他のモードと共に高周波処置システム 10 に備えられてもよい。高周波処置システム 10 は、ユーザがこれらのモードの中から処置に応じたモードを選択するように構成されてもよい。

[0091] また、本実施形態に係る高周波処置システム 10 は、高周波電力を出力するのみならず、例えば第 1 の把持部材 112 が超音波周波数で振動して、生体組織を超音波振動で処置する、超音波処置具としての機能も備えてもよい。超音波エネルギーをも用いる処置具においても、高周波電力の出力については、上述の実施形態と同様に機能し得る。

請求の範囲

- [請求項1] 生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法であって、
- 制御回路が、高周波電源回路に電力を出力させることと、
- 前記制御回路が、前記出力の最中に前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、
- 前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値について最小値又は前記最小値よりも所定の値だけ大きい値を切替インピーダンス値としたときに、前記切替インピーダンス値から前記出力を停止させる終了インピーダンス値まで所定期間内に漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、
- 前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になってから前記終了インピーダンス値になるまでの間において、前記インピーダンスに係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも高いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第1の割合だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第2の割合だけ上昇させることと、
- 前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることと
- を含む電源装置の作動方法。
- [請求項2] 前記第1の割合と前記第2の割合とは等しい、請求項1に記載の作動方法。
- [請求項3] 前記第1の割合と前記第2の割合とは異なる、請求項1に記載の作動方法。

[請求項4] 前記制御回路が、前記出力を開始してから所定の期間内の前記インピーダンスに係る値である初期インピーダンス値を取得することをさらに含み、

前記目標インピーダンス値の増加速度は、前記初期インピーダンス値に応じて変化する、

請求項1に記載の作動方法。

[請求項5] 前記目標インピーダンス値の増加速度は、出力設定値に応じて変化する、請求項1に記載の作動方法。

[請求項6] 前記目標インピーダンス値は、時間経過と共に線形に増加する、請求項1に記載の作動方法。

[請求項7] 生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法であって、

制御回路が、高周波電源回路に電力を出力させることと、

前記制御回路が、前記出力の最中に前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、

前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値について最小値又は前記最小値よりも所定の値だけ大きい値を切替インピーダンス値としたときに、前記切替インピーダンス値から前記出力を停止させる終了インピーダンス値まで所定期間内に漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、

前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になってから前記終了インピーダンス値になるまでの間において、前記インピーダンスに係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも高いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を固定値である第1の値だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に出力する

前記電力を固定値である第2の値だけ上昇させることと、

前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることと

を含む電源装置の作動方法。

[請求項8] 生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法であって、

制御回路が、高周波電源回路に電力を出力させることと、

前記制御回路が、前記出力を開始してから第1の期間内に前記生体組織のインピーダンスに係る値である初期インピーダンス値を取得することと、

前記制御回路が、前記初期インピーダンス値に基づいて、時間に対する出力電圧の増加割合を決定することと、

前記制御回路が、前記第1の期間後の第2の期間において前記高周波電源回路の出力電圧を前記増加割合に従って増加させることと、

前記制御回路が、前記第2の期間以降において前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、

前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が最小値に係る切替インピーダンス値に到達した後に、前記第2の期間を終了させることと、

前記制御回路が、前記初期インピーダンス値に基づいて、加算インピーダンス値を決定することと、

前記制御回路が、前記切替インピーダンス値に前記加算インピーダンス値を加算した終了インピーダンス値を設定することと、

前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になってから前記終了インピーダンス値になるまでの第3の期間における漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、

前記制御回路が、前記第3の期間において、前記インピーダンスに

係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも高いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第1の割合だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第2の割合だけ上昇させることと、

前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることと

を含む電源装置の作動方法。

[請求項9] 生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置であって、

電力を出力する高周波電源回路と、

前記出力を検出する出力検出回路と、

前記出力検出回路から前記出力に係る情報を取得し、前記高周波電源回路の動作を制御する制御回路と

を備え、

前記制御回路は、

高周波電源回路に電力を出力させることと、

前記出力の最中に前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、

前記インピーダンスに係る値が、最小値、又は前記最小値よりも所定の値だけ大きい値を切替インピーダンス値としたときに、前記切替インピーダンス値から前記出力を停止させる終了インピーダンス値まで所定期間内に漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、

前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になって

から前記終了インピーダンス値になるまでの間において、前記インピーダンスに係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも高いとき、前記高周波電源回路に、出力する前記電力を第1の割合だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に、出力する前記電力を第2の割合だけ上昇させることと、

前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることと

を行う、

電源装置。

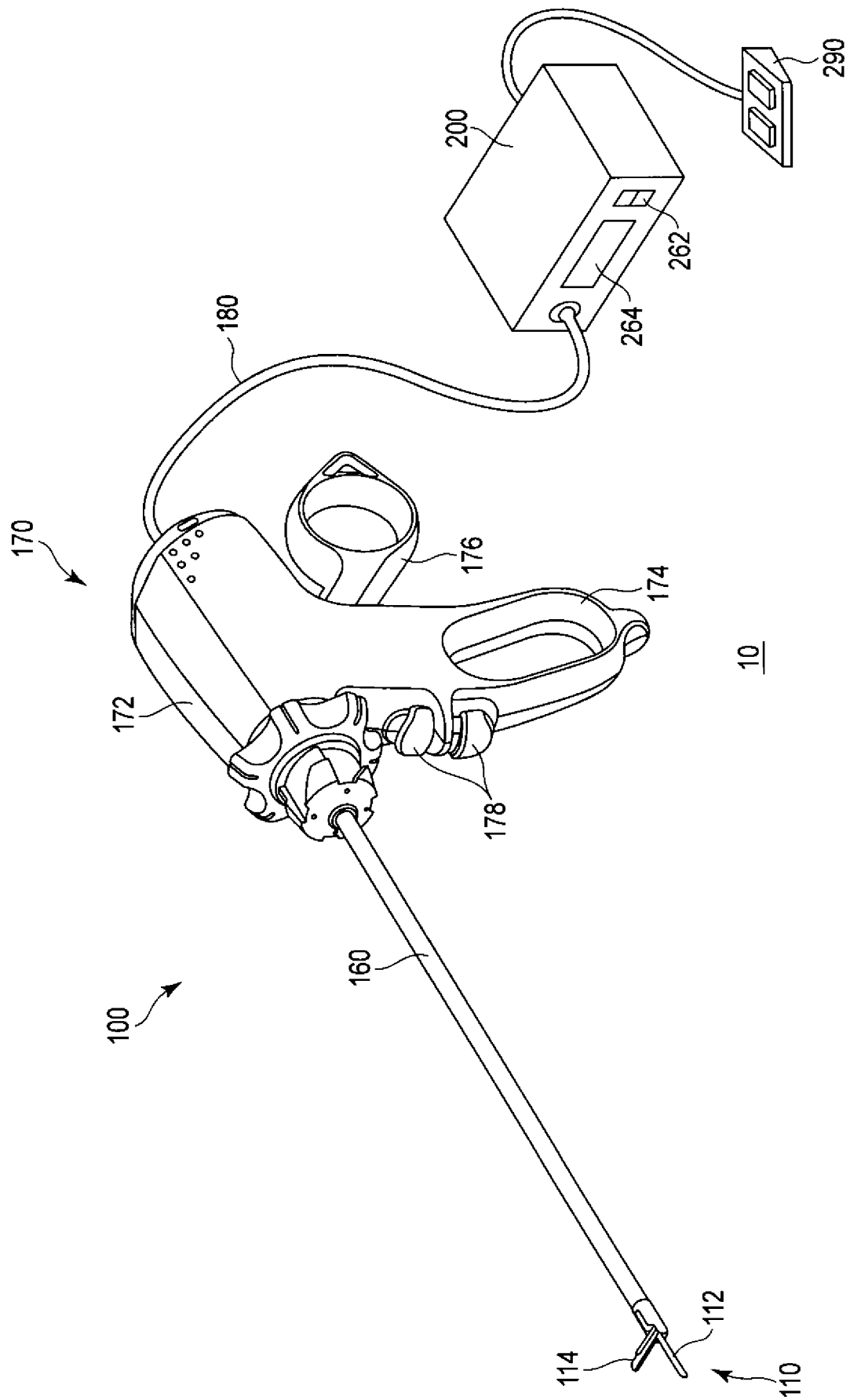
[請求項10]

請求項9に記載の電源装置と、

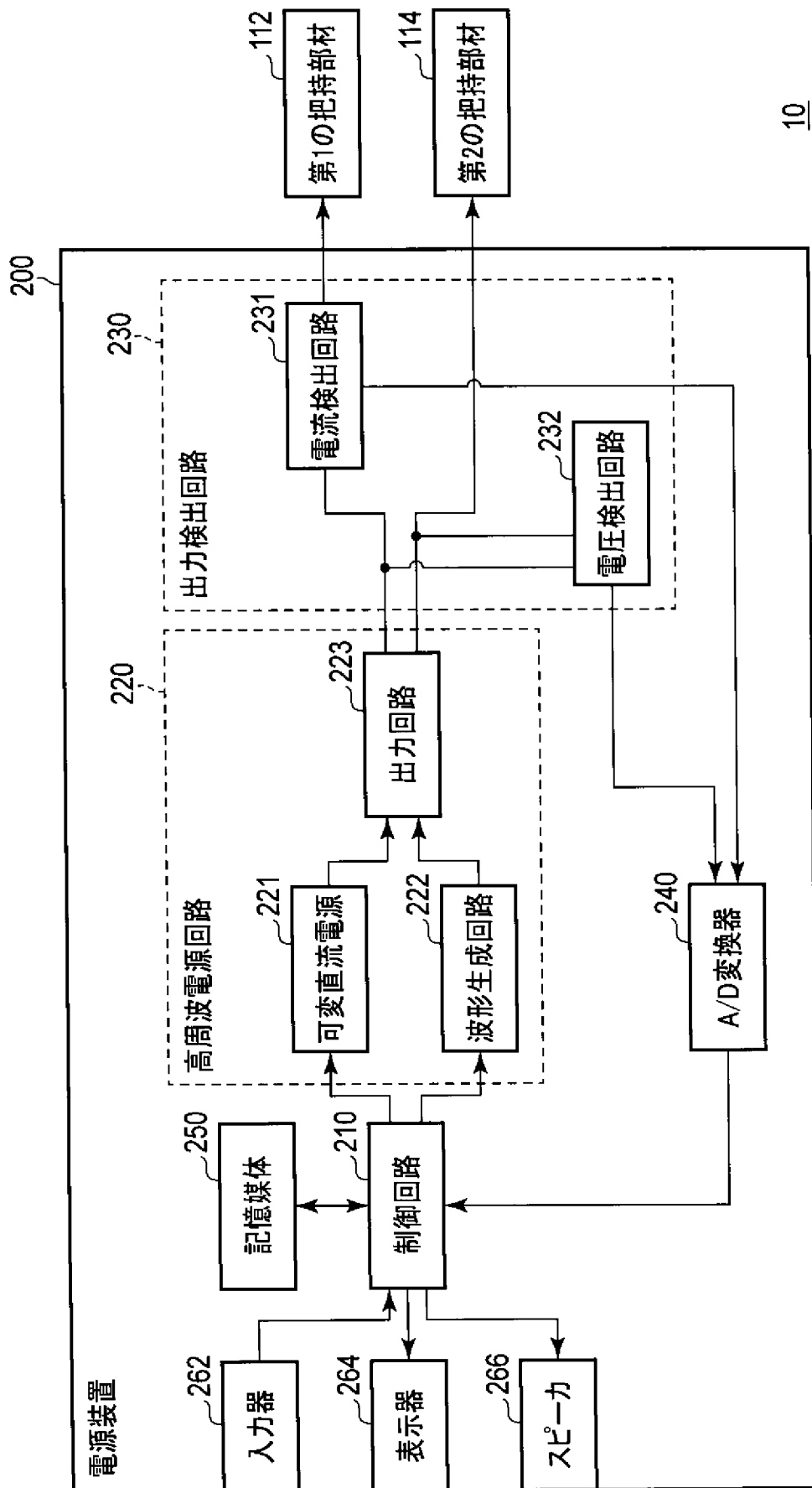
前記高周波処置具と

を備える高周波処置システム。

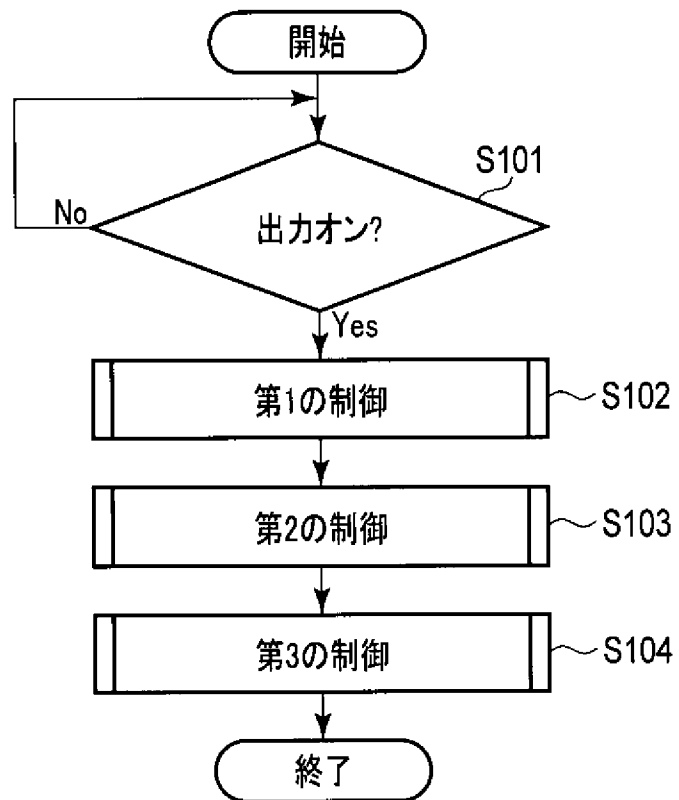
[図1]



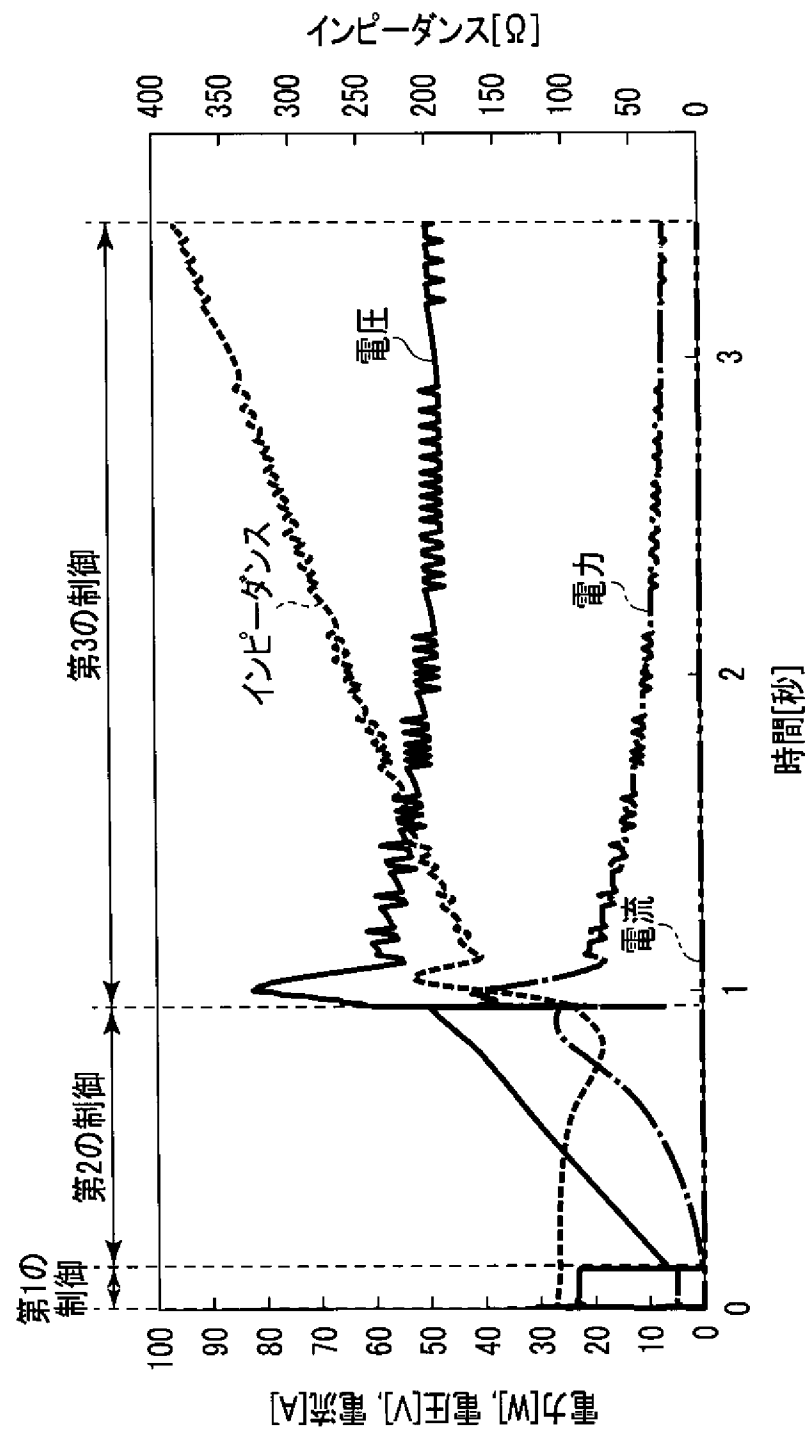
[図2]



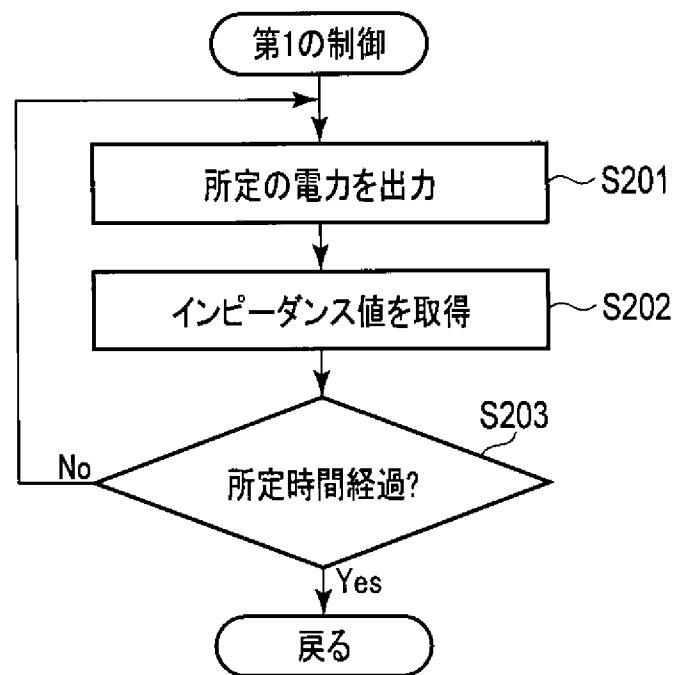
[図3]



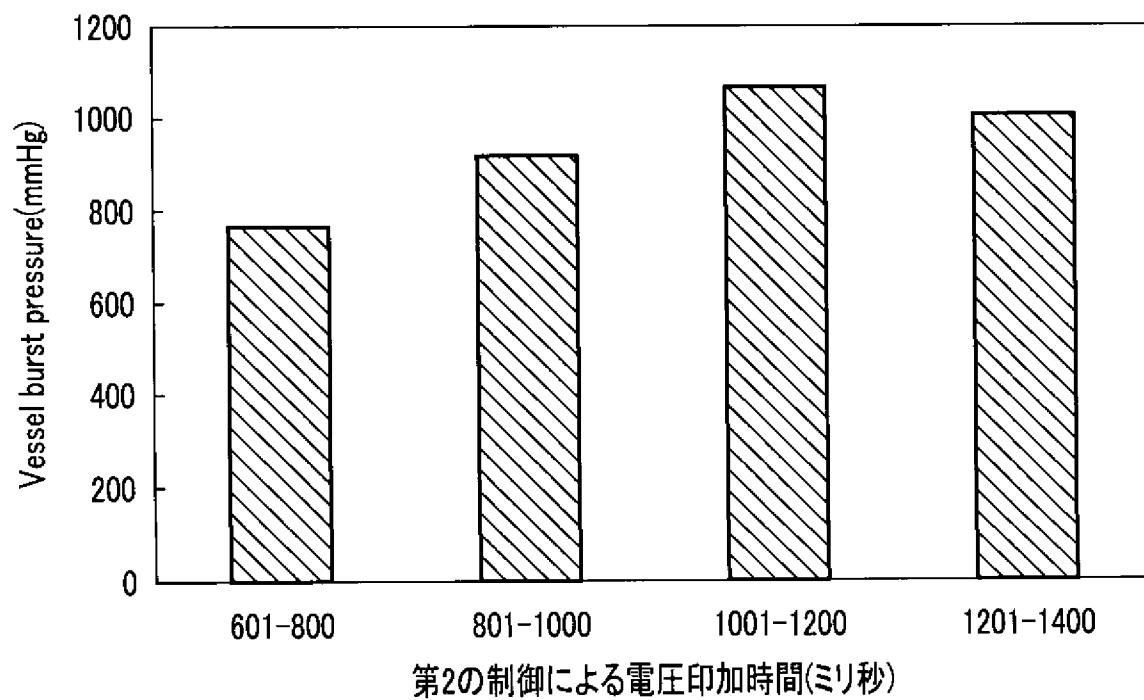
[図4]



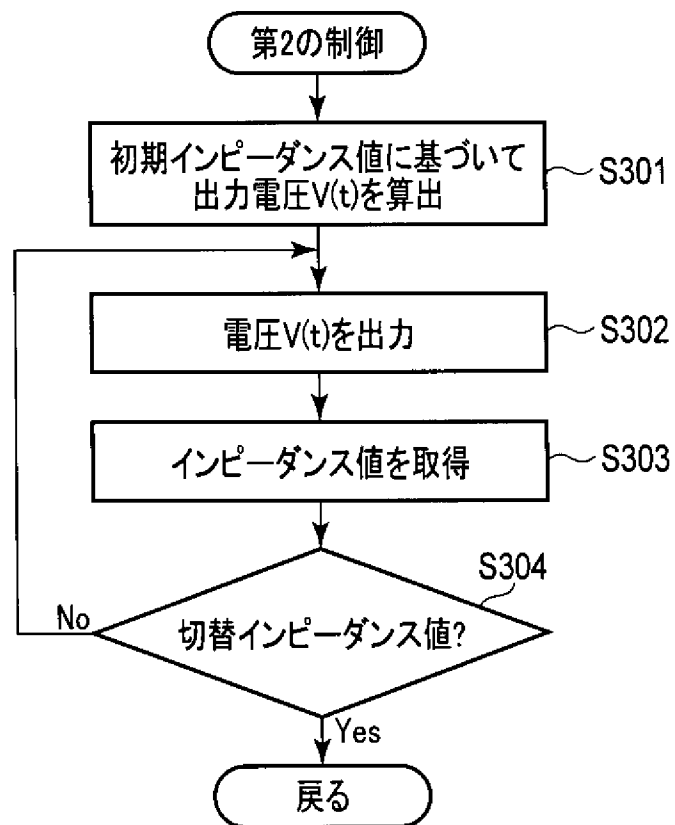
[図5]



[図6]



[図7]



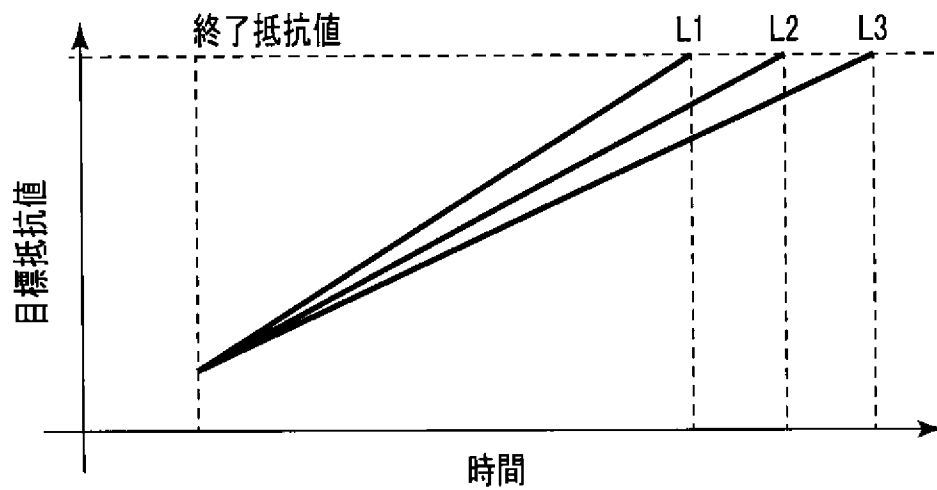
[図8]

初期抵抗値R0	a	b	c	d
加算抵抗値Radd	400	350	300	250

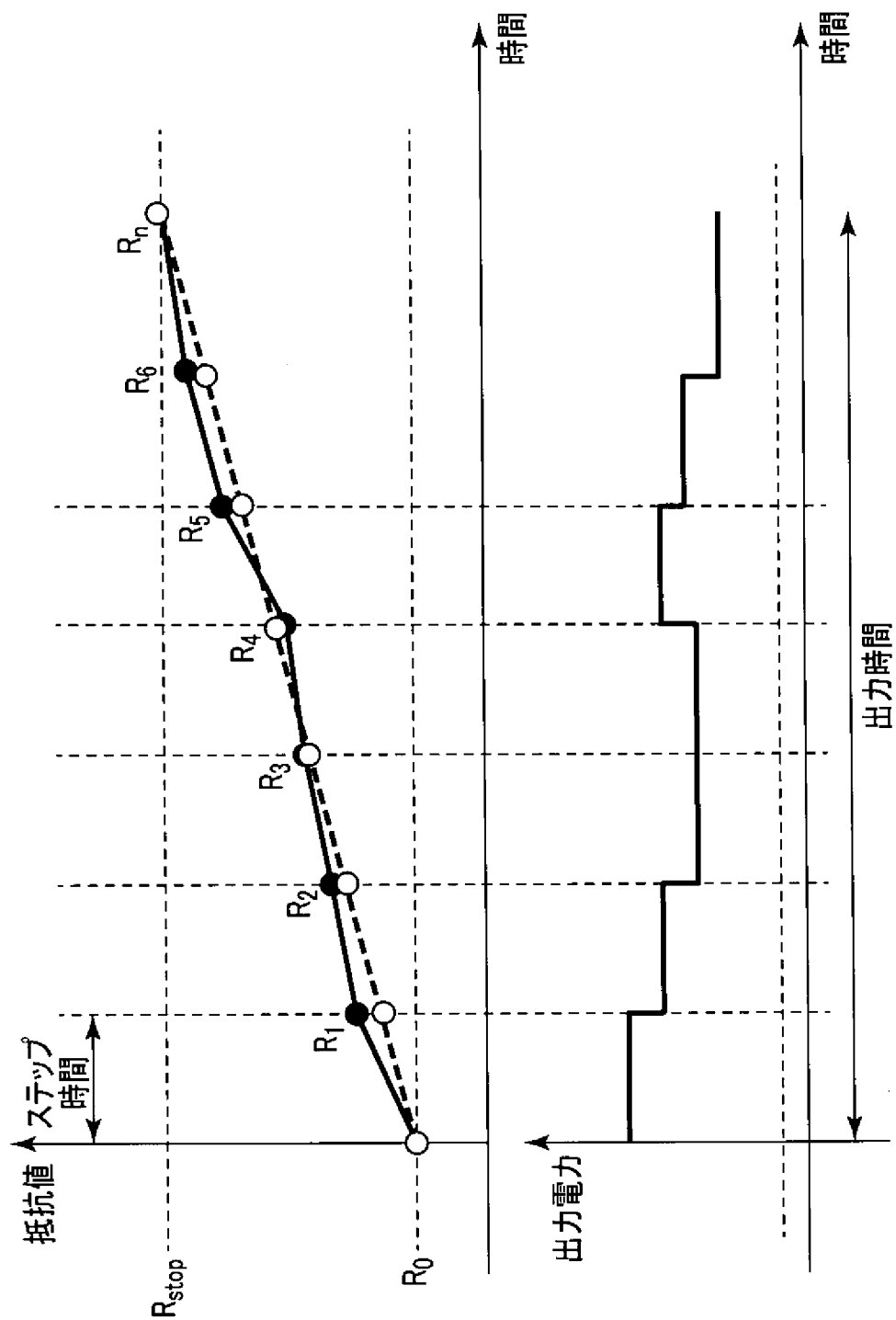
[図9]

初期抵抗値 R0 継続時間Dt	a	b	c	d
0-0.5秒	250	250	250	200
0.5-1.0秒	350	350	300	250
1.0秒以上	400	400	350	300

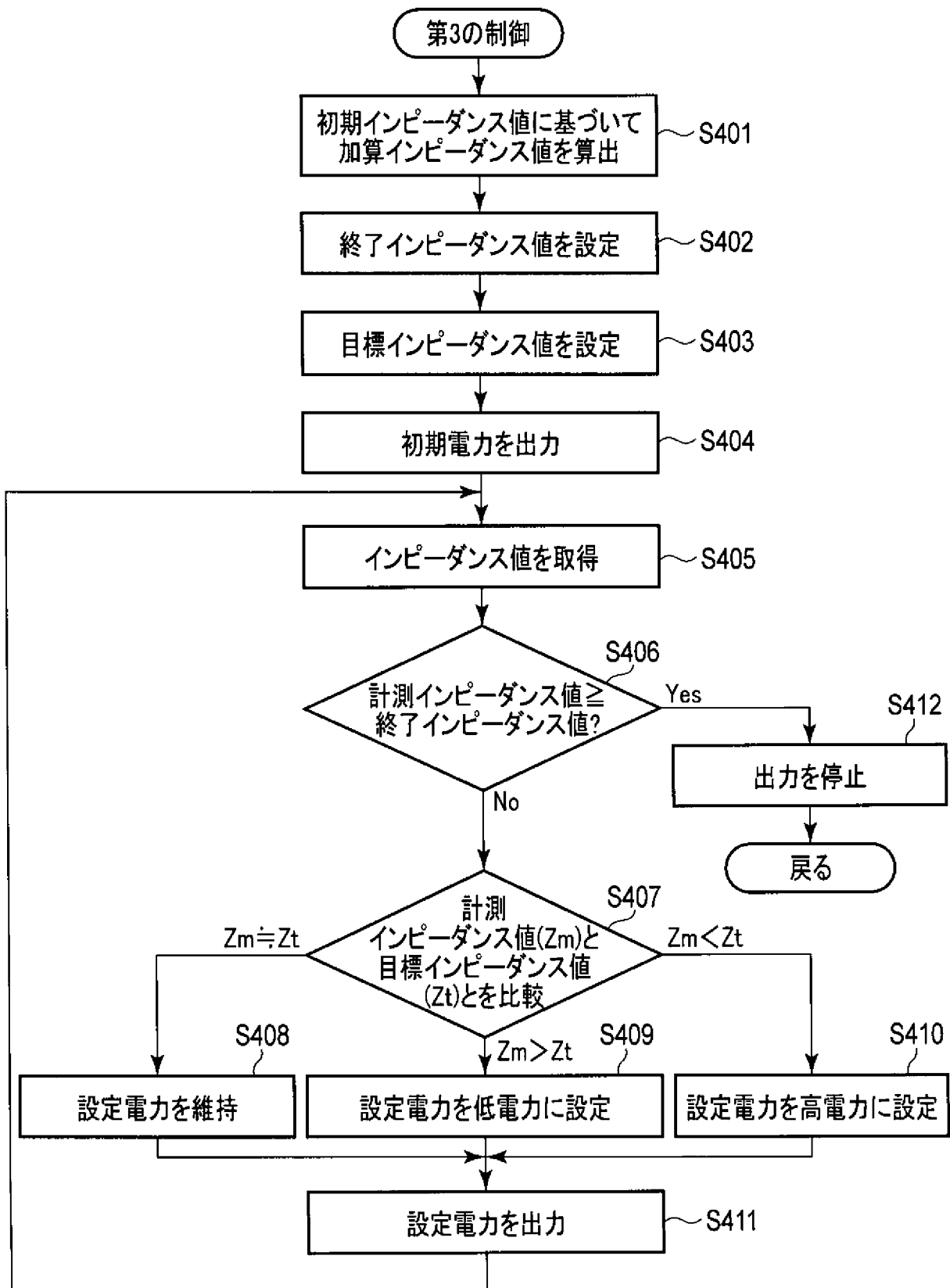
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/064616

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

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 Y	JP 2011-125714 A (Tyco Healthcare Group LP), 30 June 2011 (30.06.2011), paragraphs [0024] to [0044]; fig. 1 to 4 & US 2011/0144635 A1 paragraphs [0030] to [0050] & EP 2335630 A1	1-7, 9-10 8
Y	JP 2005-517498 A (Live Tissue Connect, Inc.), 16 June 2005 (16.06.2005), paragraphs [0014] to [0016] & US 2003/0158551 A1 paragraphs [0020] to [0023] & WO 2003/070284 A2 & EP 1482850 A2	8

☒ 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
30 June 2016 (30.06.16)

Date of mailing of the international search report
12 July 2016 (12.07.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/064616

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 2002-502660 A (Consortium Management Services Group, Inc.), 29 January 2002 (29.01.2002), paragraph [0083] & US 2002/0091385 A1 paragraph [0135] & WO 1999/040857 A1 & EP 1054637 A	8
A	JP 2007-319684 A (Sherwood Services AG.), 13 December 2007 (13.12.2007), & US 2007/0282320 A1 & EP 1862137 A1	1-10

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

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 Y	JP 2011-125714 A (タイコ ヘルスケア グループ リミテッド パートナーシップ) 2011.06.30, 段落[0024]-[0044], 図 1-4 等 & US 2011/0144635 A1 段落[0030]-[0050] & EP 2335630 A1	1-7, 9-10 8
Y	JP 2005-517498 A (ライブ ティッシュ コネクト インコーポレイテッド) 2005.06.16, 段落[0014]-[0016] & US 2003/0158551 A1 段落[0020]-[0023] & WO 2003/070284 A2 & EP 1482850 A2	8

☒ 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

30.06.2016

国際調査報告の発送日

12.07.2016

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)

沼田 規好

31

3930

電話番号 03-3581-1101 内線 3386

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 2002-502660 A (コンソーシアム マネージメント サービスィズ グループ インコーポレイテッド) 2002.01.29, 段落[0083] & US 2002/0091385 A1 段落[0135] & WO 1999/040857 A1 & EP 1054637 A	8
A	JP 2007-319684 A (シャーウッド・サービシーズ・アクチュエンゲゼルシャフト) 2007.12.13 & US 2007/0282320 A1 & EP 1862137 A1	1-10