

(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1月5日(05.01.2017)



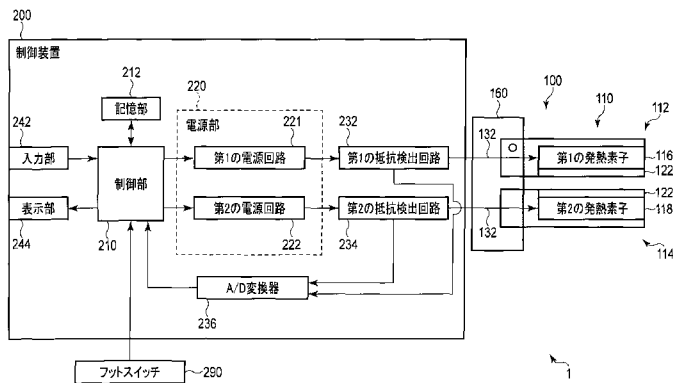
(10) 国際公開番号
WO 2017/002449 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 18/08 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/063767
- (22) 国際出願日: 2016年5月9日(09.05.2016)
- (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 2015-132785 2015年7月1日(01.07.2015) 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: 高見 禎嘉 (TAKAMI, Sadayoshi); 〒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). 本田 吉隆 (HONDA, Yoshitaka); 〒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). 入澤 隆志 (IRISAWA, Takashi); 〒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). 田中 一恵 (TANAKA, Kazue); 〒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
- (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: THERMOTHERAPEUTIC DEVICE AND CONTROL DEVICE THEREOF

(54) 発明の名称: 加熱治療装置及びその制御装置



- 116 First heating element
- 118 Second heating element
- 200 Control device
- 210 Control unit
- 212 Storage unit
- 220 Power supply unit
- 221 First power supply circuit
- 222 Second power supply circuit
- 232 First resistance detection circuit
- 234 Second resistance detection circuit
- 236 A/D converter
- 242 Input unit
- 244 Display unit
- 290 Foot switch

(57) Abstract: This thermotherapeutic device (1) for heating and treating biological tissue has: a first gripping member (112) and a second gripping member (114); a first heating element (116) provided to the first gripping member; a second heating element (118) provided to the second gripping member; a power supply unit (220) for supplying power for causing the first heating element (116) and the second heating element (118) to generate heat; and a control unit (210) for controlling the operation of the power supply unit (220). The control unit (210) switches, in the middle of treating the biological tissue, between a first mode for causing the first heating element (116) and the second heating element (118) to have the same temperature, and a second mode for causing the first heating element (116) and the second heating element (118) to have different temperatures.

(57) 要約: 生体組織を加熱して治療するための加熱治療装置(1)は、第1の把持部材(112)及び第2の把持部材(114)と、前記第1の把持部材に設けられた第1の発熱素子(116)と、前記第2の把持部材に設けられた第2の発熱素子(118)と、第1の発熱素子(116)及び第2の発熱素子(118)を加熱させるための電力を供給する電源部(220)と、電源部(220)の動作を制御する制御部(210)とを有する。制御部(210)は、第1の発熱素子(116)と第2の発熱素子(118)とを同一の温度にする第1のモードと、第1の発熱素子(116)と第2の発熱素子(118)とを異なる温度にする第2のモードとを、生体組織の治療の途中で切り替える。

素子(118)とを異なる温度にする第2のモードとを、

WO 2017/002449 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, — 國際調查報告 (條約第 21 條(3))
SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

明 細 書

発明の名称：加熱治療装置及びその制御装置

技術分野

[0001] 本発明は、加熱治療装置及びその制御装置に関する。

背景技術

[0002] 一般に、生体組織を把持して当該生体組織を加熱処置するための治療装置が知られている。例えば、日本国特開2014-8136号公報には、把持した生体組織に高周波電圧を印加し、さらに当該組織をヒータで加熱し、最後に当該生体組織をカッターで切断することができる治療装置に係る技術が開示されている。この治療装置では、生体組織を把持する一对の把持部材がヒータで加熱される際に、両把持部材が同じ目標温度に調整される。日本国特開2014-8136号公報には、このような温度調整において効率的な方法が開示されている。

発明の概要

[0003] 生体組織を加熱して治療するための加熱治療装置において、生体組織を把持する一对の把持部材のうち、一方と他方とを同一の温度にしたり異なる温度にしたりを生体組織の治療の途中で自由に切り換えられることは有益である。

[0004] 本発明は、生体組織を把持する一对の把持部材の一方と他方との温度を、同一の温度にすることと異なる温度にすることを生体組織の治療の途中で切り替えられる加熱治療装置及びその制御装置を提供することを目的とする。

[0005] 本発明の一態様によれば、生体組織を加熱して治療するための加熱治療装置は、第1の把持部材と、前記第1の把持部材と共に前記生体組織を把持するように構成された第2の把持部材と、前記第1の把持部材に設けられて前記生体組織を加熱するために前記第1の把持部材を加熱するように構成された第1の発熱素子と、前記第2の把持部材に設けられて前記生体組織を加熱

するために前記第2の把持部材を加熱するように構成された第2の発熱素子と、前記第1の発熱素子及び前記第2の発熱素子を発熱させるための電力を供給する電源部と、前記電源部の動作を制御する制御部であって、前記第1の発熱素子と前記第2の発熱素子とを同一の温度にするように制御する第1のモードと、前記第1の発熱素子と前記第2の発熱素子とを異なる温度にするように制御する第2のモードとを、前記生体組織の治療の途中で切り替える制御部とを備える。

また、本発明の一態様によれば、制御装置は、第1の発熱素子が設けられた第1の把持部材と第2の発熱素子が設けられた第2の把持部材とによって生体組織を把持して加熱することで治療を行うための加熱治療装置の制御装置であって、前記第1の発熱素子及び前記第2の発熱素子を発熱させるための電力を供給する電源部と、前記電源部の動作を制御する制御部であって、前記第1の発熱素子と前記第2の発熱素子とを同一の温度にするように制御する第1のモードと、前記第1の発熱素子と前記第2の発熱素子とを異なる温度にするように制御する第2のモードとを、前記生体組織の治療の途中で切り替える制御部とを備える。

[0006] 本発明によれば、生体組織を把持する一对の把持部材の一方と他方との温度を、同一の温度にすることと異なる温度にすることとを生体組織の治療の途中で切り替えられる加熱治療装置及び電源装置を提供できる。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]図1は、一実施形態に係る加熱治療装置の構成例の概略を示す図である。

[図2]図2は、第1の実施形態に係る加熱治療装置の構成例の概略を示すブロック図である。

[図3]図3は、一実施形態に係る加熱治療装置のヒータの構成例の概略を示す斜視図である。

[図4]図4は、一実施形態に係る加熱治療装置の動作の一例の概略を示すフローチャートである。

[図5]図5は、前期モードと後期モードとの組み合わせの第1の例に係る発熱素子の温度と投入電力の概略の一例を示す図である。

[図6]図6は、前期モードと後期モードとの組み合わせの第2の例に係る発熱素子の温度と投入電力の概略の一例を示す図である。

[図7]図7は、前期モードと後期モードとの組み合わせの第3の例に係る発熱素子の温度と投入電力の概略の一例を示す図である。

[図8]図8は、前期モードと後期モードとの組み合わせの第4の例に係る発熱素子の温度と投入電力の概略の一例を示す図である。

[図9]図9は、第1の実施形態の第1の変形例に係る加熱治療装置の構成例の概略を示すブロック図である。

[図10]図10は、第1の実施形態の第1の変形例に係る電源部の動作の一例について説明するための図である。

[図11]図11は、第1の実施形態の第2の変形例に係る加熱治療装置の構成例の概略を示すブロック図である。

[図12]図12は、第1の実施形態の第2の変形例に係る電源部の動作の一例について説明するための図である。

[図13]図13は、第2の実施形態に係る加熱治療装置の構成例の概略を示すブロック図である。

[図14]図14は、治療中における時間に対するインピーダンスの変化の一例の概略を示す図である。

発明を実施するための形態

[0008] [第1の実施形態]

本発明の第1の実施形態について図面を参照して説明する。本実施形態に係る医療用の加熱治療装置1の外観の概略図を図1に示す。加熱治療装置1は、生体組織の治療に用いられる装置であり、例えば血管や腸管を封止したり、切離したり、切開したりする処置に用いられる。加熱治療装置1は、生体組織に熱エネルギーを作用させることで処置を行う。図1に示すように、加熱治療装置1は、処置具100と制御装置200とを備える。

- [0009] 処置具100は、例えば腹壁を貫通させて処置を行うための、リニアタイプの外科治療用処置具である。処置具100は、ハンドル160と、ハンドル160に取り付けられたシャフト150と、シャフト150の先端に設けられた把持部110とを有する。
- [0010] 把持部110は、第1の把持部材112と第2の把持部材114とを有する。第1の把持部材112が第2の把持部材114に対して変位することで、把持部110は開閉する。把持部110は、第1の把持部材112と第2の把持部材114との間に処置対象である生体組織を把持するように構成されている。把持部110は、処置対象である生体組織を把持して、生体組織を凝固させたり、切開したり等の処置を行う処置部である。以降説明のため、処置具100において、把持部110側を先端側と称し、ハンドル160側を基端側と称する。ハンドル160は、把持部110を操作するための複数の操作ノブ164を備えている。
- [0011] なお、ここで示した処置具100の形状は、もちろん一例であり、同様の機能を有していれば、他の形状でもよい。例えば、シャフトは湾曲していてもよい。また、本実施形態に係る技術は、図1に示すような硬性鏡手術に用いられる処置装置に限らず、軟性内視鏡を用いた内視鏡手術に用いられるような処置装置にも適用され得る。
- [0012] 処置具100は、ケーブル190を介して制御装置200に接続されている。ここで、ケーブル190と制御装置200とは、コネクタ195によって接続されており、この接続は着脱自在となっている。すなわち、この加熱治療装置1は、処置毎に処置具100を交換することができるように構成されている。
- [0013] 制御装置200には、フットスイッチ290が接続されている。足で操作されるフットスイッチ290は、手で操作されるスイッチやその他のスイッチに置き換えられてもよい。フットスイッチ290のペダルを術者が操作することにより、制御装置200から処置具100へのエネルギーの供給のオン／オフが切り換えられる。

- [0014] 加熱治療装置 1 の構成例について図 2 に示す模式図を参照してさらに説明する。第 1 の把持部材 1 1 2 と第 2 の把持部材 1 1 4 とは、同様の構成を有している。すなわち、第 1 の把持部材 1 1 2 及び第 2 の把持部材 1 1 4 は、それぞれ伝熱部材 1 2 2 を有する。伝熱部材 1 2 2 は、例えば銅といった熱伝導性が高い金属で形成されている。第 1 の把持部材 1 1 2 の伝熱部材 1 2 2 と第 2 の把持部材 1 1 4 の伝熱部材 1 2 2 とは、互いに対向するように設けられている。すなわち、各々の伝熱部材 1 2 2 は、生体組織に接触するように設けられている。
- [0015] 第 1 の把持部材 1 1 2 の伝熱部材 1 2 2 には、第 1 の発熱素子 1 1 6 が設けられている。同様に、第 2 の把持部材 1 1 4 の伝熱部材 1 2 2 には、第 2 の発熱素子 1 1 8 が設けられている。第 1 の発熱素子 1 1 6 及び第 2 の発熱素子 1 1 8 は、ヒータを含む。
- [0016] 伝熱部材 1 2 2 とヒータ 1 2 4 とについて、図 3 を参照してさらに説明する。図 3 に示すように、ヒータ 1 2 4 は、基板 1 2 6 の上に発熱部材 1 2 8 が設けられた構造を有する。基板 1 2 6 は、例えばポリイミドの基板である。基板 1 2 6 は、伝熱部材 1 2 2 よりも一回り小さく、伝熱部材 1 2 2 と同様の形状をしている。発熱部材 1 2 8 は、例えば基板 1 2 6 上に形成されたステンレス (SUS) の抵抗パターンである。発熱部材 1 2 8 は、両端が基端側に設けられており、おおよそ U 字形状をしたパターンを有している。このパターンは、電気的な抵抗値を増やすために線幅を細くしつつ、基板の広い範囲を覆うために波型に形成されている。発熱部材 1 2 8 の端部には、それぞれ導線 1 3 2 の一端が接続されている。
- [0017] この導線 1 3 2 の他端は、制御装置 2 0 0 へと電氣的に接続されている。発熱部材 1 2 8 に電力が供給されると、発熱部材 1 2 8 は発熱する。発熱部材 1 2 8 で発生した熱は、基板 1 2 6 を介して、伝熱部材 1 2 2 に伝達される。この熱は、伝熱部材 1 2 2 と接触する生体組織に伝達され、当該生体組織は加熱処置される。
- [0018] 図 2 に戻って、制御装置 2 0 0 について説明する。制御装置 2 0 0 は、制

御部210と、記憶部212とを備える。制御部210は、制御装置200の各部の動作を制御する。制御部210は、Central Processing Unit (CPU)、Application Specific Integrated Circuit (ASIC)、又はField Programmable Gate Array (FPGA)等を含む。制御部210は、1つのCPU等で構成されてもよいし、複数のCPU等が組み合わされて構成されてもよい。制御部210の動作は、例えば記憶部212や制御部210内に記録されたプログラムに従って行われる。記憶部212は、制御部210の処理に用いられる各種情報を記憶している。また、記憶部212には、制御部210で行われる処理のプログラム等が記録されている。

[0019] 制御装置200は、第1の電源回路221及び第2の電源回路222を有する電源部220を備える。第1の電源回路221は、第1の発熱素子116に供給する電力を出力する回路である。第2の電源回路222は、第2の発熱素子118に供給する電力を出力する回路である。第1の電源回路221及び第2の電源回路222は、それぞれ制御部210に接続されており、制御部210の制御下で、電力を出力する。

[0020] また、制御装置200は、第1の抵抗検出回路232と、第2の抵抗検出回路234と、A/D変換器236とを備える。第1の抵抗検出回路232は、第1の電源回路221と第1の発熱素子116とを接続する回路に挿入されており、第1の発熱素子116の抵抗値に応じたアナログ信号を出力する。同様に、第2の抵抗検出回路234は、第2の電源回路222と第2の発熱素子118とを接続する回路に挿入されており、第2の発熱素子118の抵抗値に応じたアナログ信号を出力する。第1の抵抗検出回路232及び第2の抵抗検出回路234は、A/D変換器236に接続されている。第1の抵抗検出回路232及び第2の抵抗検出回路234から出力された信号は、A/D変換器236へと伝達される。A/D変換器236は、第1の抵抗検出回路232及び第2の抵抗検出回路234から入力されたアナログ信号

をデジタル信号に変換し、制御部210へと伝達する。このようにして、制御部210は、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の抵抗値に関する情報を取得する。

[0021] 第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の抵抗値は、それぞれ第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の温度に応じて変化する。したがって、これらの抵抗値に基づいて、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の温度が取得され得る。制御部210は、これらの抵抗値に関する情報に基づいて、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の温度の情報を取得する。

[0022] 制御装置200は、入力部242と、表示部244とを備える。入力部242は、ユーザの指示を受け付ける部分である。入力部242は、例えばボタンスイッチ、スライダ、ダイヤル、キーボード、タッチパネル等の一般的な入力装置の何れかを含む。入力部242は、ユーザの指示を制御部210へと伝達する。同様に、フットスイッチ290も制御部210へと接続されている。

[0023] 表示部244は、制御装置200に係る各種情報を表示する部分である。表示部244は、例えば液晶ディスプレイ、LEDを用いた表示パネル等の表示装置の何れかを含む。表示部244は、制御部210に接続されている。

[0024] 本実施形態に係る加熱治療装置1の動作について説明する。本実施形態に係る加熱治療装置1は、まず、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118がそれぞれ所定の目標温度となるように制御する前期モードで動作する。その後、所定の条件を満たしたとき、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118がそれぞれ前期モードとは異なる所定の目標温度となるように制御する後期モードで動作する。前期モードと後期モードとの詳細については、後述する。また、前期モードと後期モードとを切り替える所定の条件についても後述する。加熱治療装置1の動作の概略を図4に示すフローチャートを参照して説明する。

- [0025] ステップS101において、制御部210は、出力を開始するか否かを判定する。例えばフットスイッチ290がオンになったとき、出力を開始すると判断される。出力を開始しないとき、処理はステップS101を繰り返して待機する。一方、出力を開始するとき、処理はステップS102に進む。
- [0026] ステップS102において、制御部210は、前期モードで出力制御を行う。このとき、制御部210は、第1の抵抗検出回路232及び第2の抵抗検出回路234を用いて取得した第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の抵抗値に基づいて、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の温度を算出する。制御部210は、第1の発熱素子116の現在の温度に基づいて、第1の発熱素子116の温度を前期モードにおける第1の発熱素子116の目標温度にするために最適な出力電力を算出する。制御部210は、第1の電源回路221に、算出した電力を出力させる。同様に、制御部210は、第2の発熱素子118の現在の温度に基づいて、第2の発熱素子118の温度を前期モードにおける第2の発熱素子118の目標温度にするために最適な出力電力を算出する。制御部210は、第2の電源回路222に、算出した電力を出力させる。このように、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の温度は、制御部210によってフィードバック制御される。第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の温度が制御されることで、処置対象である生体組織と接触する第1の把持部材112及び第2の把持部材114の各々の伝熱部材122の温度が前記モードにおいて制御される。
- [0027] ステップS103において、制御部210は、前期モードから後期モードに切り替えるための所定の条件を満たしたか否かを判定する。所定の条件を満たしていないとき、処理はステップS102に戻る。すなわち、前期モードでの温度制御が継続される。一方、所定の条件を満たしているとき、処理はステップS104に進む。
- [0028] ステップS104において、制御部210は、後期モードで出力制御を行う。このとき、制御部210は、第1の抵抗検出回路232及び第2の抵抗

検出回路 234 を用いて取得した第 1 の発熱素子 116 及び第 2 の発熱素子 118 の抵抗値に基づいて、第 1 の発熱素子 116 及び第 2 の発熱素子 118 の温度を算出する。制御部 210 は、第 1 の発熱素子 116 の現在の温度に基づいて、第 1 の発熱素子 116 の温度を後期モードにおける第 1 の発熱素子 116 の目標温度にするために最適な出力電力を算出する。制御部 210 は、第 1 の電源回路 221 に、算出した電力を出力させる。同様に、制御部 210 は、第 2 の発熱素子 118 の現在の温度に基づいて、第 2 の発熱素子 118 の温度を後期モードにおける第 2 の発熱素子 118 の目標温度にするために最適な出力電力を算出する。制御部 210 は、第 2 の電源回路 222 に、算出した電力を出力させる。このようにして、処置対象である生体組織と接触する第 1 の把持部材 112 及び第 2 の把持部材 114 の各々の伝熱部材 122 の温度が後期モードにおいて制御される。

[0029] ステップ S105 において、制御部 210 は、処置は終了したか否かを判定する。すなわち、例えば後期モードにおける出力を停止させるための所定の条件が満たされたか否かを判定する。また、フットスイッチ 290 がオフになったとき、処置は終了したと判定する。処置を終了しないとき、処理はステップ S104 に戻る。すなわち、後期モードでの温度制御が継続される。一方、処置を終了するとき、処理はステップ S106 に進む。

[0030] ステップ S106 において、制御部 210 は、第 1 の電源回路 221 及び第 2 の電源回路 222 に電力の出力を停止させる。以上によって本処理は終了する。

[0031] 前期モード及び後期モードについて説明する。本実施形態では、前期モードとして、第 1 のモード及び第 2 のモードのうち一方が選択され、後期モードとして、第 1 のモード及び第 2 のモードのうち他方が選択される。ここで、第 1 のモードは、第 1 の発熱素子 116 の目標温度と第 2 の発熱素子 118 の目標温度とが等しいモードである。一方、第 2 のモードは、第 1 の発熱素子 116 の目標温度と第 2 の発熱素子 118 の目標温度とが異なるモードである。すなわち、本実施形態では、処置中に、第 1 の発熱素子 116 の目

標温度と第2の発熱素子118の目標温度とが等しい状態から第1の発熱素子116の目標温度と第2の発熱素子118の目標温度とが異なる状態に切り替わったり、第1の発熱素子116の目標温度と第2の発熱素子118の目標温度とが異なる状態から第1の発熱素子116の目標温度と第2の発熱素子118の目標温度とが等しい状態に切り替わったりする。

[0032] <前期モードと後期モードとの組み合わせの例>

前期モードと後期モードとの組み合わせ、及び前期モードから後期モードに切り替わる条件の例をいくつか挙げて説明する。

[0033] (第1の例)

第1の例は、前期モードが第1の発熱素子116の目標温度と第2の発熱素子118の目標温度とが等しい第1のモードであり、後期モードが第1の発熱素子116の目標温度と第2の発熱素子118の目標温度とが異なる第2のモードである場合である。より具体的には、例えば、前期モードでは、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の目標温度を生体組織の封止に最適な温度にする。例えば、この生体組織の封止に最適な温度は、50℃～250℃の範囲であり、望ましくは200℃である。なお、本例では、前期モードでは、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の目標温度を200℃として説明する。後期モードでは、第1の発熱素子116の目標温度を生体組織の切開に最適な温度にし、第2の発熱素子118の目標温度を生体組織の封止に最適な温度にする。生体組織の切開に最適な温度は、250℃～300℃の範囲であり、望ましくは300℃である。生体組織の封止に最適な温度は、上述した通りである。なお、本例では、後期モードでは、第1の発熱素子116の目標温度を300℃とし、第2の発熱素子118の目標温度を200℃として説明する

[0034] 処置温度を比較的低い200℃とすることで、処置対象である生体組織をじっくりと封止することができる。すなわち、前期モードで第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118を200℃とすることで、生体組織の封止が行われる。

[0035] 一方、処置温度を比較的高い300℃とすることで、処置対象である生体組織を焼切って切開することができる。ただし、第1の発熱素子116と第2の発熱素子118とを共に300℃とすると、生体組織を炭化させる恐れがある。そこで、第1の例の後期モードでは、第1の発熱素子116を300℃とし、第2の発熱素子118を200℃とすることで、組織が炭化することなく適切な切開が行われることが期待される。このように、第1の例では、前期モードでじっくりと組織を凝固させ、その後、後期モードでゆっくりと組織を切開する。

[0036] 図5に処置中の時間に対する、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の温度、並びに、第1の発熱素子116に投入する電力の関係を示す。図5において、実線H1は、第1の発熱素子116の温度を示し、破線H2は、第2の発熱素子118の温度を示し、一点鎖線P1は、第1の発熱素子116に投入する電力を示す。時間 t_c において、第1のモードから第2のモードに切り換えられている。温度 T_1 は、前期モードにおける第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の目標温度である。温度 T_2 は、後期モードにおける第2の発熱素子118の目標温度でもある。温度 T_3 は、後期モードにおける第1の発熱素子116の目標温度である。

[0037] 図5に示すように、時間 t_c より前では、第1のモードで第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118に供給する電力が制御されるので、第1の発熱素子116の温度と第2の発熱素子118の温度とは、ほぼ同様に推移する。第1の発熱素子116に投入される電力は、図5の一点鎖線で示すように、投入開始後徐々に大きくなる。その結果、第1の発熱素子116は、徐々に高くなる。第1の発熱素子116の温度が、目標温度 T_1 に到達すると、その温度を維持するだけでよいので、第1の発熱素子116に投入する電力は小さくなる。

[0038] 第1のモードで加熱を続けていると、処置対象である生体組織の水分が蒸発して減少するので、第1の発熱素子116の温度を維持するために必要な電力は徐々に小さくなる。また、生体組織の水分が蒸発すると、生体組織の

状態は安定した状態となり、第1の発熱素子116の温度を維持するために必要な電力の変化が小さくなる。

[0039] 時間 t_c で第1の発熱素子116の目標温度が温度 T_2 に切り替えられる。このとき、第1の発熱素子116の温度を上昇させるために、第1の発熱素子116に投入する電力は大きくなる。第1の発熱素子116の温度が目標温度 T_2 に到達したら、温度を維持するだけでよいので、第1の発熱素子116に投入する電力は小さくなる。

[0040] 第1のモードから第2のモードに切り替えるタイミングを判定するための条件について説明する。この条件は、いくつかあり得る。

[0041] 例えば、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118への電力の投入の開始からの経過時間に基づいて、第1のモードから第2のモードに切り替えられてもよい。すなわち、例えば予め決められた時間が経過したとき、第1のモードから第2のモードに切り替えられてもよい。

[0042] また、例えば、第1の発熱素子116又は第2の発熱素子118への投入電力量に基づいて、第1のモードから第2のモードに切り替えられてもよい。すなわち、例えば予め決められた電力量が積算量として第1の発熱素子116又は第2の発熱素子118に投入されたとき、第1のモードから第2のモードに切り替えられてもよい。

[0043] また、上述のとおり、処置が進み、処置対象である生体組織の水分含有量が減ってくると第1の発熱素子116又は第2の発熱素子118の温度を維持するために必要な電力が下がる。そこで、例えば、第1の発熱素子116又は第2の発熱素子118に投入する電力が所定の電力値よりも小さくなったときに第1のモードから第2のモードに切り換えられてもよい。

[0044] また、上述のとおり、処置が進み、処置対象である生体組織の水分含有量が減ってその後変化しなくなると、第1の発熱素子116又は第2の発熱素子118の温度を維持するために必要な電力の変化量が小さくなる。そこで、例えば、第1の発熱素子116又は第2の発熱素子118に投入する電力の変化量が所定の値よりも小さくなったときに第1のモードから第2のモー

ドに切り換えられてもよい。

[0045] また、上述の条件が適宜に組み合わせられて、第1のモードから第2のモードに切り替えるタイミングが決定されてもよい。

[0046] ここでは、後期モードにおいて、第1の発熱素子116の温度を比較的高温とし、第2の発熱素子118の温度を比較的低温とする場合を例に示したが、もちろん逆でもよい。すなわち、第1の発熱素子116の温度を比較的低温とし、第2の発熱素子118の温度を比較的高温としてもよい。

[0047] また、図5に示す例では、第2の発熱素子118の目標温度は、前期モードにおいても後期モードにおいても同じであるが、これらは異なってもよい。すなわち、例えば前期モードにおける第1の発熱素子116の目標温度及び第2の発熱素子118の目標温度が共に200℃であり、後期モードにおける第1の発熱素子116の目標温度が300℃であり第2の発熱素子118の目標温度が250℃であってもよい。

[0048] (第2の例)

第2の例も、前期モードが第1のモードであり、後期モードが第2のモードである場合である。しかし具体的には、例えば、前期モードでは、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の目標温度を生体組織の切開に最適な温度にする。例えば、生体組織の切開に最適な温度は、250℃～300℃の範囲であり、望ましくは300℃である。本例では、前期モードでは、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の目標温度を300℃として説明する。後期モードでは、第1の発熱素子116の目標温度を生体組織の切開に最適な温度にし、第2の発熱素子118の目標温度を生体組織の封止に最適な温度にする。生体組織の封止に最適な温度は、50℃～250℃の範囲であり、望ましくは200℃である。なお、本例では、第1の発熱素子116の目標温度を300℃とし、第2の発熱素子118の目標温度を200℃として説明する。

[0049] 第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118を共に比較的高い300℃とすることで、生体組織の温度を切開可能な温度まで上昇させる。このよ

うにして、例えば出血の問題がない部位等において迅速な切開が行われ得る。その後、第2の発熱素子118の温度を比較的低い200℃に下げること、生体組織に過剰なエネルギーを投入することで生じる生体組織の炭化を防止することができる。また、第2の発熱素子118の温度を下げることで、把持部110をある程度冷却することができる。これにより、処置後に把持部110を移動させたときに生じるおそれがある高温の把持部110が他の組織に接触して当該組織を損傷させることを防止することができる。なお、後期モードにおいて、第2の発熱素子118への電力投入を遮断して、第2の発熱素子118の温度を環境温度まで下げてもよい。

[0050] 図6に処置中の時間に対する、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の温度、並びに、第2の発熱素子118に投入する電力の関係を示す。図6において、実線H1は、第1の発熱素子116の温度を示し、破線H2は、第2の発熱素子118の温度を示し、一点鎖線P2は、第2の発熱素子118に投入する電力を示す。時間 t_c において、第1のモードから第2のモードに切り換えられている。温度 T_1 は、前期モードにおける第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の目標温度である。温度 T_1 は、後期モードにおける第1の発熱素子116の目標温度でもある。温度 T_2 は、後期モードにおける第2の発熱素子118の目標温度である。

[0051] 図6に示すように、時間 t_c より前では、第1のモードで第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118に供給する電力が制御されるので、第1の発熱素子116の温度と第2の発熱素子118の温度とは、同様に推移する。第2の発熱素子118に投入される電力は、図6の一点鎖線で示すように、投入開始後徐々に大きくなる。その結果、第2の発熱素子118の温度は、徐々に高くなる。第2の発熱素子118の温度が、目標温度 T_1 に到達すると、その温度を維持するだけでよいので、第2の発熱素子118に投入する電力は小さくなる。

[0052] 時間 t_c で第2の発熱素子118の目標温度が温度 T_2 に切り替えられる。このとき、第2の発熱素子118の温度を低下させるために、第2の発熱

素子 118 に投入する電力は小さくなる。第 2 の発熱素子 118 の温度が目標温度 T_2 に到達したら、温度を維持するだけでよいので、第 2 の発熱素子 118 に投入する電力は、小さい値でほぼ一定となる。

[0053] 第 1 のモードから第 2 のモードに切り替えるタイミングを判定するための条件について説明する。この条件は、いくつかあり得るが、第 1 の例の場合と同様である。すなわち、例えば、第 1 の発熱素子 116 及び第 2 の発熱素子 118 への電力の投入の開始からの経過時間に基づいて、第 1 のモードから第 2 のモードに切り替えられてもよい。また、例えば、第 1 の発熱素子 116 又は第 2 の発熱素子 118 への投入電力量に基づいて、第 1 のモードから第 2 のモードに切り替えられてもよい。また、切開が進むと必要な電力が低下するので、例えば、第 1 の発熱素子 116 又は第 2 の発熱素子 118 に投入する電力が所定の電力値よりも小さくなったときに第 1 のモードから第 2 のモードに切り換えられてもよい。また、切開が進むと状態が安定して必要な電力の変化が小さくなるので、例えば、第 1 の発熱素子 116 又は第 2 の発熱素子 118 に投入する電力の変化量が所定の値よりも小さくなったときに第 1 のモードから第 2 のモードに切り換えられてもよい。また、上述の条件が適宜に組み合わせられて、第 1 のモードから第 2 のモードに切り替えるタイミングが決定されてもよい。

[0054] ここでは、後期モードにおいて、第 1 の発熱素子 116 の温度を比較的高温とし、第 2 の発熱素子 118 の温度を比較的低温とする場合を例に示したが、もちろん逆でもよい。すなわち、第 1 の発熱素子 116 の温度を比較的低温とし、第 2 の発熱素子 118 の温度を比較的高温としてもよい。また、第 1 の発熱素子 116 の目標温度は、前期モードと後期モードとで異なってもよい。

[0055] (第 3 の例)

第 3 の例は、前期モードが第 1 の発熱素子 116 の目標温度と第 2 の発熱素子 118 の目標温度とが異なる第 2 のモードであり、後期モードが第 1 の発熱素子 116 の目標温度と第 2 の発熱素子 118 の目標温度とが等しい第

1のモードである場合である。より具体的には、例えば、前期モードでは、第1の発熱素子116の目標温度を生体組織の切開に最適な温度にし、第2の発熱素子118の目標温度を生体組織の封止に最適な温度にする。なお、本例では、第1の発熱素子116の目標温度を300℃とし、第2の発熱素子118の目標温度を200℃として説明する。後期モードでは、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の目標温度を生体組織の切開に最適な温度にする。なお本例では、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の目標温度を300℃とする。

[0056] 前期モードでは、第2の発熱素子118の温度を比較的低温にしながらか第1の発熱素子116の温度を比較的高温にすることで、生体組織を凝固させながら切開する。後期モードでは、第2の発熱素子118も比較的高温とすることで、生体組織を確実に切開する。

[0057] 後期モードにおいて、第1の発熱素子116と第2の発熱素子118とを共に比較的高温とすることで、例えば厚い組織や固い組織であっても確実に切開できる。一方で、前期モードでは、第2の発熱素子118の温度を比較的低くしているのは、はじめから高温であると、十分に生体組織が凝固しないことが起こり得るためである。すなわち、前期モードでは、十分に凝固させながら切開を進めることができる。

[0058] 図7に処置中の時間に対する、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の温度、並びに、第2の発熱素子118に投入する電力の関係を示す。図7において、実線H1は、第1の発熱素子116の温度を示し、破線H2は、第2の発熱素子118の温度を示し、一点鎖線P2は、第2の発熱素子118に投入する電力を示す。時間 t_c において、第2のモードから第1のモードに切り換えられている。温度T1は、前期モードにおける第1の発熱素子116の目標温度である。温度T1は、後期モードにおける第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の目標温度でもある。温度T2は、前期モードにおける第2の発熱素子118の目標温度である。

[0059] 図7に示すように、時間 t_c より前では、第2のモードで第1の発熱素子

116及び第2の発熱素子118に供給する電力が制御されるので、第1の発熱素子116の温度は温度T1に調整され、第2の発熱素子118の温度は温度T2に調整される。第2の発熱素子118に投入される電力は、図7の一点鎖線で示すように、投入開始後徐々に大きくなる。その結果、第2の発熱素子118の温度は、徐々に高くなる。第2の発熱素子118の温度が、目標温度T2に到達すると、その温度を維持するだけでよいので、第2の発熱素子118に投入する電力は小さくなる。

[0060] 時間 t_c 以降は、第1のモードで制御される。第2の発熱素子118の目標温度は温度T1に切り替えられる。このとき、第2の発熱素子118の温度を上昇させるために、第2の発熱素子118に投入する電力は大きくなる。第2の発熱素子118の温度が目標温度T1に到達したら、温度を維持するだけでよいので、第2の発熱素子118に投入する電力は、小さくなる。

[0061] 第2のモードから第1のモードに切り替えるタイミングを判定するための条件について説明する。この条件は、いくつかあり得るが、第1の例の場合と同様である。すなわち、例えば、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118への電力の投入の開始からの経過時間に基づいて、第2のモードから第1のモードに切り替えられてもよい。また、例えば、第1の発熱素子116又は第2の発熱素子118への投入電力量に基づいて、第2のモードから第1のモードに切り替えられてもよい。また、例えば、第1の発熱素子116又は第2の発熱素子118に投入する電力が所定の電力値よりも小さくなったときに第2のモードから第1のモードに切り換えられてもよい。また、例えば、第1の発熱素子116又は第2の発熱素子118に投入する電力の変化量が所定の値よりも小さくなったときに第2のモードから第1のモードに切り換えられてもよい。また、上述の条件が適宜に組み合わせられて、第2のモードから第1のモードに切り替えるタイミングが決定されてもよい。

[0062] ここでは、前期モードにおいて、第1の発熱素子116の温度を比較的高温とし、第2の発熱素子118の温度を比較的低温とする場合を例に示したが、もちろん逆でもよい。すなわち、第1の発熱素子116の温度を比較的

低温とし、第2の発熱素子118の温度を比較的高温としてもよい。また、第1の発熱素子116の目標温度は、前期モードと後期モードとで異なってもよい。

[0063] (第4の例)

第4の例は、前期モードが第1の発熱素子116の目標温度と第2の発熱素子118の目標温度とが異なる第2のモードであり、後期モードが第1の発熱素子116の目標温度と第2の発熱素子118の目標温度とが等しい第1のモードである場合である。より具体的には、例えば、前期モードでは、第1の発熱素子116の目標温度を生体組織の切開に最適な温度にし、第2の発熱素子118の目標温度を生体組織の封止に最適な温度にする。なお、本例では、第1の発熱素子116の目標温度を300℃とし、第2の発熱素子118の目標温度を200℃として説明する。後期モードでは、生体組織の封止に最適な温度にする。なお、本例では、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の目標温度を200℃とする。

[0064] 前期モードでは、第2の発熱素子118の温度を比較的低温にしながらか第1の発熱素子116の温度を比較的高温にすることで、生体組織を凝固させながらか切開する。後期モードでは、第1の発熱素子116も比較的低温とすることで、生体組織に過剰なエネルギーを投入することで生じる生体組織の炭化を防止することができる。また、第1の発熱素子116の温度を下げることで、把持部110をある程度冷却することができ、処置後に高温の把持部110が他の組織に接触して当該組織を損傷させることを防止することができる。

[0065] また、生体組織の処置を繰り返して行うとき、すなわち、前期モードと後期モードとを繰り返して次々と生体組織を処置していくときにも効果がある。すなわち、後期モードにおいて第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118が200℃に維持されているので、次の処置の前期モードにおいて、迅速に第1の発熱素子116を300℃として、第2の発熱素子118を200℃にすることができる。

[0066] 図8に処置中の時間に対する、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の温度、並びに、第1の発熱素子116に投入する電力の関係を示す。図8において、実線H1は、第1の発熱素子116の温度を示し、破線H2は、第2の発熱素子118の温度を示し、一点鎖線P1は、第1の発熱素子116に投入する電力を示す。時間 t_c において、第2のモードから第1のモードに切り換えられている。温度 T_1 は、前期モードにおける第1の発熱素子116の目標温度である。温度 T_2 は、前期モードにおける第2の発熱素子118の目標温度である。温度 T_2 は、後期モードにおける第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の目標温度でもある。

[0067] 図8に示すように、時間 t_c より前では、第2のモードで第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118に供給する電力が制御されるので、第1の発熱素子116の温度は温度 T_1 に調整され、第2の発熱素子118の温度は温度 T_2 に調整される。第1の発熱素子116に投入される電力は、図7の一点鎖線で示すように、投入開始後徐々に大きくなる。その結果、第1の発熱素子116は、徐々に高くなる。第1の発熱素子116の温度が、目標温度 T_1 に到達すると、その温度を維持するだけでよいので、第1の発熱素子116に投入する電力は小さくなる。

[0068] 時間 t_c 以降は、第1のモードで制御される。第1の発熱素子116の目標温度は温度 T_2 に切り替えられる。このとき、第1の発熱素子116の温度を低下させるために、第1の発熱素子116に投入する電力は小さくなる。第1の発熱素子116の温度が目標温度 T_2 に到達したら、温度を維持するだけでよいので、第1の発熱素子116に投入する電力は、小さくなる。

[0069] 第2のモードから第1のモードに切り替えるタイミングを判定するための条件について説明する。この条件は、いくつかあり得るが、第1の例の場合と同様である。すなわち、例えば、第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118への電力の投入の開始からの経過時間に基づいて、第2のモードから第1のモードに切り替えられてもよい。また、例えば、第1の発熱素子116又は第2の発熱素子118への投入電力量に基づいて、第2のモードか

ら第1のモードに切り替えられてもよい。また、切開が完了すると第1の発熱素子116に投入する必要がある電力が小さくなるので、例えば、第1の発熱素子116又は第2の発熱素子118に投入する電力が所定の電力値よりも小さくなったときに第2のモードから第1のモードに切り換えられてもよい。また、切開が完了すると、第1の発熱素子116に投入すべき電力が安定状態となるので、例えば、第1の発熱素子116又は第2の発熱素子118に投入する電力の変化量が所定の値よりも小さくなったときに第2のモードから第1のモードに切り換えられてもよい。また、上述の条件が適宜に組み合わせられて、第2のモードから第1のモードに切り替えるタイミングが決定されてもよい。

[0070] ここでは、前期モードにおいて、第1の発熱素子116の温度を比較的高温とし、第2の発熱素子118の温度を比較的低温とする場合を例に示したが、もちろん逆でもよい。すなわち、第1の発熱素子116の温度を比較的低温とし、第2の発熱素子118の温度を比較的高温としてもよい。また、第2の発熱素子118の目標温度は、前期モードと後期モードとで異なってもよい。

[0071] 第1乃至第4の例のうち、何れのパターンを用いるかといったこと、及びそれぞれの目標温度は、例えば処置対象や処置の種類や使用されるデバイスの種類等に応じて、予め設定される。また、処置において必要となる、組織の凝固力、切開速度、熱侵襲の程度などに応じて、第1のモードと第2のモードの順序、設定される目標温度等が選択される。

[0072] このように、本実施形態によれば、生体組織を把持する一对の第1の把持部材112及び第2の把持部材114の温度を、同一の温度にすることと異なる温度にすることを生体組織の治療の途中で切り替えることができる。その結果、本実施形態に係る加熱治療装置1によれば、処置ごとに異なる状況や要求に応じて、例えば必要な凝固力や切開速度や熱侵襲の程度などに応じて、最適な処置を行うことができる。

[0073] 〈電源部の変形例について〉

次に、第1の実施形態の電源部220に係るいくつかの変形例を示す。ここでは、第1の実施形態との相違点について説明し、同一の部分については、同一の符号を付してその説明を省略する。

[0074] (第1の変形例)

第1の変形例について説明する。本変形例では、第1の実施形態と電源部220の構成が異なる。図9に、本変形例に係る加熱治療装置1の構成例の概略を示す。第1の実施形態では、電源部220は、第1の電源回路221と第2の電源回路222との2つの電源回路を有している。これに対して、本変形例に係る電源部220は、1つの電源回路223しか有していない。一方、第1の発熱素子116と第2の発熱素子118とに異なる電力を供給できるように、電源部220は、電源可変部224を有している。

[0075] 第1の発熱素子116には、電源回路223から出力された電力が、第1の抵抗検出回路232を介してそのまま供給される。一方、第2の発熱素子118には、電源回路223から出力された電力が、電源可変部224で調整された上で、第2の抵抗検出回路234を介して供給される。

[0076] 制御部210は、電源回路223の出力と、電源可変部224による出力の調整とを制御する。例えば、第1の発熱素子116に供給される電力は常に第2の発熱素子118に供給される電力よりも大きいように調整される。電源回路223の出力は、第1の発熱素子116に供給すべき電力に応じた値とする。電源可変部224は、電源回路223の出力を抑制して、第2の発熱素子118に供給すべき電力に調整する。

[0077] 本変形例によれば、電源回路を複数設ける必要がないので、電源部220の構成が簡略化される。

[0078] 電源可変部224の例を挙げる。電源可変部224は、例えばスイッチを含んでいる。例えば図10の上段に、時間に対する第1の発熱素子116の温度を実線H1で示し、時間に対する第2の発熱素子118の温度を破線H2で示す。図10の上段に示すように、第1の発熱素子116の目標温度が温度T1であり、第2の発熱素子118の目標温度が温度T2である場合を

考える。ここで、温度 T_2 の方が温度 T_1 よりも低い。

[0079] 第1の発熱素子116及び第2の発熱素子118の温度が目標温度 T_1 よりも低いとき、図10の中段に示すように、電源回路223の出力電圧は第1の発熱素子116の温度に応じて調整される。このときの出力電圧は比較的高い。このとき、図10の下段に示すように、電源可変部224のスイッチは常にオンになっている。

[0080] 第2の発熱素子118の温度が目標温度 T_2 に達したが、第1の発熱素子116の温度が目標温度 T_1 に達していないとき、第1の発熱素子116の温度を上昇させるため、電源回路223の出力電圧は相変わらず比較的高い。この電圧を第2の発熱素子118に印加し続けると第2の発熱素子118の温度は温度 T_2 よりも高くなってしまふ。そこで、電源可変部224のスイッチは、図10の下段に示すように、第2の発熱素子118の温度を目標温度 T_2 に維持するようにオン及びオフを繰り返す。すなわち、第2の発熱素子118に供給される電力は、パルス幅変調(PWM)によって調整される。

[0081] 第1の発熱素子116の温度が目標温度 T_1 に達したとき、温度維持のため第1の発熱素子116に印加される電圧は低くなる。すなわち、電源回路223の出力電圧は低くなる。第2の発熱素子118に印加されるべき電圧は第1の発熱素子116に印加される電圧よりもさらに低いので、電源可変部224は、電源回路223の出力を用いて、PWMによる調整を行う。

[0082] このように、スイッチを含む電源可変部224は、PWMによって、電源回路223の出力を第2の発熱素子118に供給する電力量に応じて適切な値に調整することができる。

[0083] また、電源可変部224は、スイッチではなく、可変抵抗を含んでもよい。電源可変部224は、可変抵抗によって電源回路223の出力電圧を調整し、第2の発熱素子118に供給する電力を適切な値に調整してもよい。

[0084] また、電源可変部224は、可変ゲインアンプを含んでもよい。電源

可変部 224 は、可変ゲインアンプによって電源回路 223 の出力を、第 2 の発熱素子 118 に供給する電力として適切な値に調整してもよい。

[0085] (第 2 の変形例)

第 2 の変形例について説明する。本変形例では、電源可変部が 2 つ設けられている。図 11 に、本変形例に係る加熱治療装置 1 の構成例の概略を示す。本変形例では、電源回路 223 と第 1 の抵抗検出回路 232 との間に第 1 の電源可変部 225 が設けられており、電源回路 223 と第 2 の抵抗検出回路 234 との間に第 2 の電源可変部 226 が設けられている。すなわち、第 1 の発熱素子 116 には、第 1 の電源可変部 225 を介して電力が供給され、第 2 の発熱素子 118 には、第 2 の電源可変部 226 を介して電力が供給される。

[0086] 第 1 の電源可変部 225 及び第 2 の電源可変部 226 は、第 1 の変形例と同様に、スイッチを含んでもよいし、可変抵抗を含んでもよいし、可変ゲインアンプを含んでもよい。

[0087] 第 1 の電源可変部 225 と第 2 の電源可変部 226 とが設けられていることで、第 1 の発熱素子 116 への供給電力と第 2 の発熱素子 118 への供給電力とは、どちらを大きくすることもできる。すなわち、第 1 の発熱素子 116 及び第 2 の発熱素子 118 への電力供給の制御の自由度が向上する。

[0088] また、第 1 の電源可変部 225 及び第 2 の電源可変部 226 がスイッチを含んでいる場合の、電源部 220 の動作の一例について図 12 を参照して説明する。図 12 の上段は、経過時間に対する電源回路 223 の出力を示し、図 12 の中段は、第 1 の電源可変部 225 に含まれるスイッチのオン又はオフを示し、図 12 の下段は、第 2 の電源可変部 226 に含まれるスイッチのオン又はオフを示す。

[0089] 図 12 に示す場合では、第 1 の発熱素子 116 に電力 PW1 を供給することと、第 2 の発熱素子 118 に電力 PW2 を供給することが繰り返されている。すなわち、電源回路 223 の出力は、PW1 と PW2 とで交互に切り替えられている。そして、電源回路 223 の出力が PW1 であるとき、第 1

の電源可変部 225 の第 1 のスイッチ (SW) がオンとなり、第 2 の電源可変部 226 の第 2 のスイッチ (SW) がオフとなる。一方、電源回路 223 の出力が PW2 であるとき、第 2 の電源可変部 226 の第 2 のスイッチがオンとなり、第 1 の電源可変部 225 の第 1 のスイッチがオフとなる。

[0090] このように、第 1 の発熱素子 116 及び第 2 の発熱素子 118 への電力の供給が同時ではなく交互に行われることで、電源回路 223 への負荷が低減する。

[0091] [第 2 の実施形態]

第 2 の実施形態について説明する。ここでは、第 1 の実施形態との相違点について説明し、同一の部分については、同一の符号を付してその説明を省略する。本実施形態に係る加熱治療装置 1 は、第 1 の実施形態の加熱治療装置 1 に加えて高周波処置具としての機能を有する。

[0092] 本実施形態に係る加熱治療装置 1 の構成例の概略を図 13 に示す。本実施形態に係る制御装置 200 は、第 1 の実施形態の場合の構成に加えて、第 3 の電源回路 252 と、インピーダンス検出部 254 とを備える。第 3 の電源回路 252 は、制御部 210 に接続されている。第 3 の電源回路 252 は、制御部 210 の制御下で、高周波電圧を出力する。第 3 の電源回路 252 から出力された高周波電圧は、第 1 の把持部材 112 の導電性の伝熱部材 122 と、第 2 の把持部材 114 の導電性の伝熱部材 122 との間に印加される。したがって、第 1 の把持部材 112 と第 2 の把持部材 114 とに挟まれた生体組織には、高周波電圧が印加される。その結果、生体組織には、高周波電流が流れ、生体組織は発熱する。この発熱によって、生体組織は凝固する。本実施形態では、第 1 の発熱素子 116 及び第 2 の発熱素子 118 によって発生する熱に加えて、生体組織を流れる高周波電流による発熱を用いて、生体組織の処置が行われる。

[0093] インピーダンス検出部 254 は、第 3 の電源回路 252 と第 1 の把持部材 112 及び第 2 の把持部材 114 の伝熱部材 122 との間に挿入されている。インピーダンス検出部 254 は、第 3 の電源回路 252 から第 1 の把持部

材 1 1 2 の伝熱部材 1 2 2、生体組織、第 2 の把持部材 1 1 4 の伝熱部材 1 2 2 を介して第 3 の電源回路 2 5 2 に戻るまでの回路に係るインピーダンスを取得する。インピーダンス検出部 2 5 4 は、取得したインピーダンスの情報を A/D 変換器 2 3 6 を介して制御部 2 1 0 へと伝達する。インピーダンス検出部 2 5 4 が取得するインピーダンスは、生体組織の状態及び伝熱部材 1 2 2 と生体組織との接触状態をよく表す。

[0094] 本実施形態では、制御部 2 1 0 は、前期モードから後期モードへと切り替えるタイミングを、インピーダンス検出部 2 5 4 で取得したインピーダンスの情報に基づいて決定する。時間に対するインピーダンスの変化の一例の概略を図 1 4 に示す。処置開始時 t_0 のインピーダンスを初期インピーダンス Z_0 とする。処置開始直後は、生体組織の水分が蒸発するため、インピーダンスは初期インピーダンス Z_0 から徐々に低下する。その後、インピーダンスは、しばらくほぼ一定の値を示す。このときのインピーダンスを低インピーダンス Z_{min} とする。この低インピーダンス Z_{min} を示す時間 t_1 から時間 t_2 まで時間を低インピーダンス継続時間と称することにする。時間 t_2 の後、生体組織が凝固していき、このときインピーダンスは増加していく。所定の条件を満たしたときに前期モードから後期モードへと切り替えられるものとする。この切り替えのタイミングを切り替え時間 t_{ch} とし、そのときのインピーダンスを切り替えインピーダンス Z_{ch} とする。

[0095] 前期モードから後期モードへの切り替え条件はいくつかある。例えば、インピーダンスは、組織の状態を表す。そこで、低インピーダンス Z_{min} を示した後、インピーダンスが上昇し、インピーダンスが所定の閾値に達したときを切り換えるタイミングとしてもよい。すなわち、切り替えインピーダンス Z_{ch} を予め定めておいてもよい。

[0096] また、初期インピーダンス Z_0 は、組織の大きさや水分含有量等を表す。そこで、初期インピーダンス Z_0 に応じて決定された所定の時間が経過したときを切り替えタイミングとしてもよい。すなわち、初期インピーダンス Z_0 に基づいて、切り替え時間 t_{ch} を決定してもよい。また、初期インピー

ダンスZ0に応じて決定された所定の閾値にインピーダンスが達したときを切り替えタイミングとしてもよい。すなわち、初期インピーダンスZ0に基づいて、切り替えインピーダンスZchを決定してもよい。

[0097] また、低インピーダンス継続時間も、組織の大きさや水分含有量を表す。そこで、処置開始から低インピーダンス継続時間に応じて決定された所定の時間が経過したときを切り替えタイミングとしてもよい。また、低インピーダンス継続時間に応じて決定された所定の閾値にインピーダンスが達したときを切り替えタイミングとしてもよい。

[0098] また、インピーダンスが最小値を示したのち、所定の時間が経過したときを切り替えタイミングとしてもよい。

[0099] また、処置を行っているとき、電圧と電流の位相が変化する。そこで、電圧と電流の位相差が所定の閾値に達したときを切り替えタイミングとしてもよい。また、電圧と電流の位相差の変化量が所定の閾値に達したときを切り替えタイミングとしてもよい。

[0100] いずれの場合も、前期モードと後期モードとの組み合わせは、第1の実施形態で示した第1の例乃至第4の例の何れでもよい。また、電源部220の構成も、第1の実施形態で示した変形例の何れかであってもよい。

[0101] 本実施形態のように、計測されるインピーダンスに基づくことで、処置対象である生体組織に応じた切り替えタイミングが決定され得る。このため、処置がより適切に行われ得る。

[0102] なお、ここでは、生体組織を高周波電力によっても処置する例を示した。このとき、生体組織に投入される電力は、一定の値でもよいし、例えばフィードバック制御系を用いて状況に応じて変化するものでもよい。また、高周波電力の生体組織への投入は、処置を行うためではなく、生体組織の状況に係る情報を取得するのみのために行われてもよい。

請求の範囲

- [請求項1] 生体組織を加熱して治療するための加熱治療装置であって、
第1の把持部材と、
前記第1の把持部材と共に前記生体組織を把持するように構成された第2の把持部材と、
前記第1の把持部材に設けられて前記生体組織を加熱するために前記第1の把持部材を加熱するように構成された第1の発熱素子と、
前記第2の把持部材に設けられて前記生体組織を加熱するために前記第2の把持部材を加熱するように構成された第2の発熱素子と、
前記第1の発熱素子及び前記第2の発熱素子を発熱させるための電力を供給する電源部と、
前記電源部の動作を制御する制御部であって、前記第1の発熱素子と前記第2の発熱素子とを同一の温度にするように制御する第1のモードと、前記第1の発熱素子と前記第2の発熱素子とを異なる温度にするように制御する第2のモードとを、前記生体組織の治療の途中で切り替える制御部と
を備える加熱治療装置。
- [請求項2] 前記制御部は、前記生体組織の治療の途中で前記第1のモードから前記第2のモードへと切り替える、請求項1に記載の加熱治療装置。
- [請求項3] 前記制御部は、前記第2のモードにおいて、前記第1の発熱素子と前記第2の発熱素子とのうち少なくとも何れか一方の温度を、前記第1のモードにおける温度よりも上げる、請求項2に記載の加熱治療装置。
- [請求項4] 前記制御部は、前記第2のモードにおいて、前記第1の発熱素子と前記第2の発熱素子とのうち少なくとも何れか一方の温度を、前記第1のモードにおける温度よりも下げる、請求項2に記載の加熱治療装置。
- [請求項5] 前記制御部は、前記生体組織の治療の途中で前記第2のモードから

前記第1のモードへと切り替える、請求項1に記載の加熱治療装置。

[請求項6] 前記制御部は、前記第1のモードにおいて、前記第1の発熱素子と前記第2の発熱素子とのうち少なくとも何れか一方の温度を、前記第2のモードにおける温度よりも上げる、請求項5に記載の加熱治療装置。

[請求項7] 前記制御部は、前記第1のモードにおいて、前記第1の発熱素子と前記第2の発熱素子とのうち少なくとも何れか一方の温度を、前記第2のモードにおける温度よりも下げる、請求項5に記載の加熱治療装置。

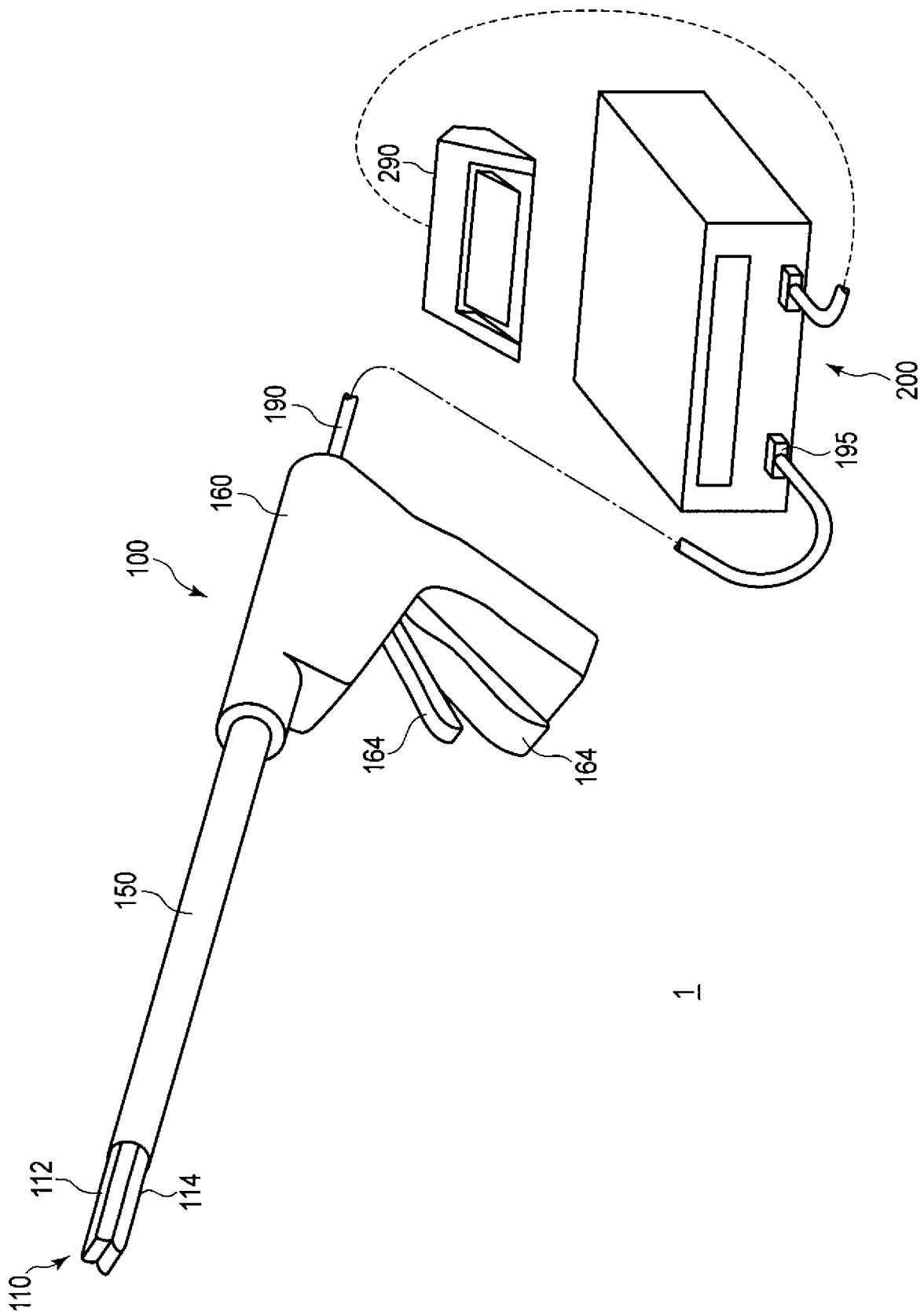
[請求項8] 第1の発熱素子が設けられた第1の把持部材と第2の発熱素子が設けられた第2の把持部材とによって生体組織を把持して加熱することで治療を行うための加熱治療装置の制御装置であって、

前記第1の発熱素子及び前記第2の発熱素子を発熱させるための電力を供給する電源部と、

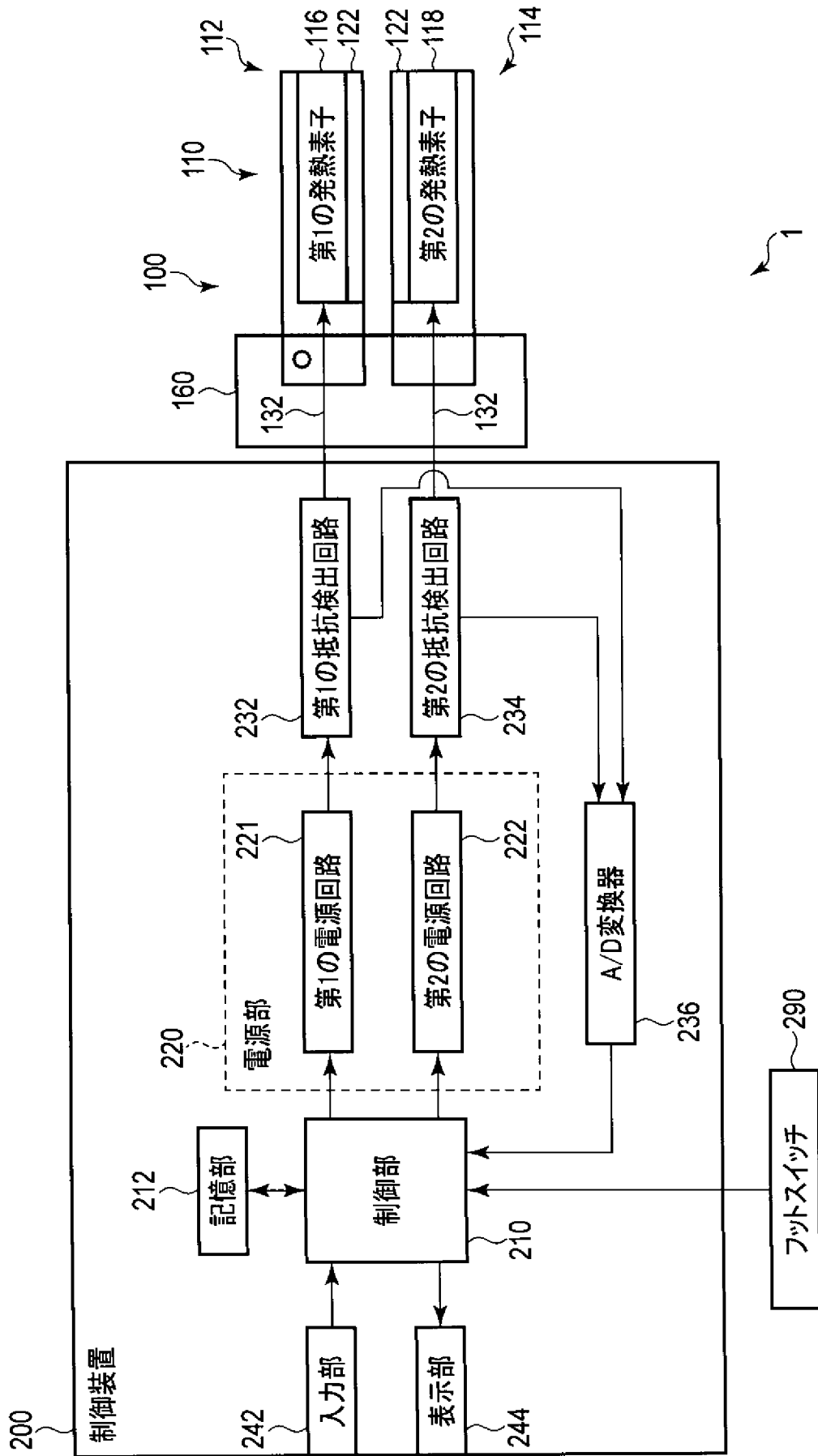
前記電源部の動作を制御する制御部であって、前記第1の発熱素子と前記第2の発熱素子とを同一の温度にするように制御する第1のモードと、前記第1の発熱素子と前記第2の発熱素子とを異なる温度にするように制御する第2のモードとを、前記生体組織の治療の途中で切り替える制御部と

を備える制御装置。

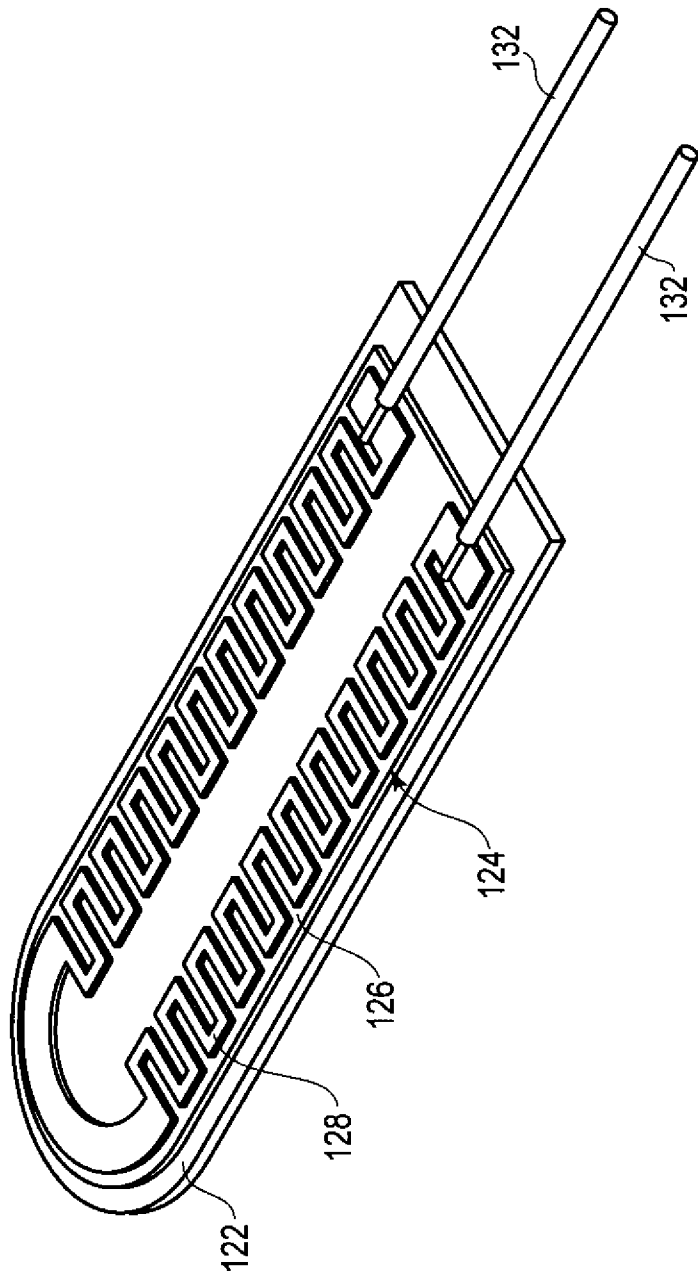
[図1]



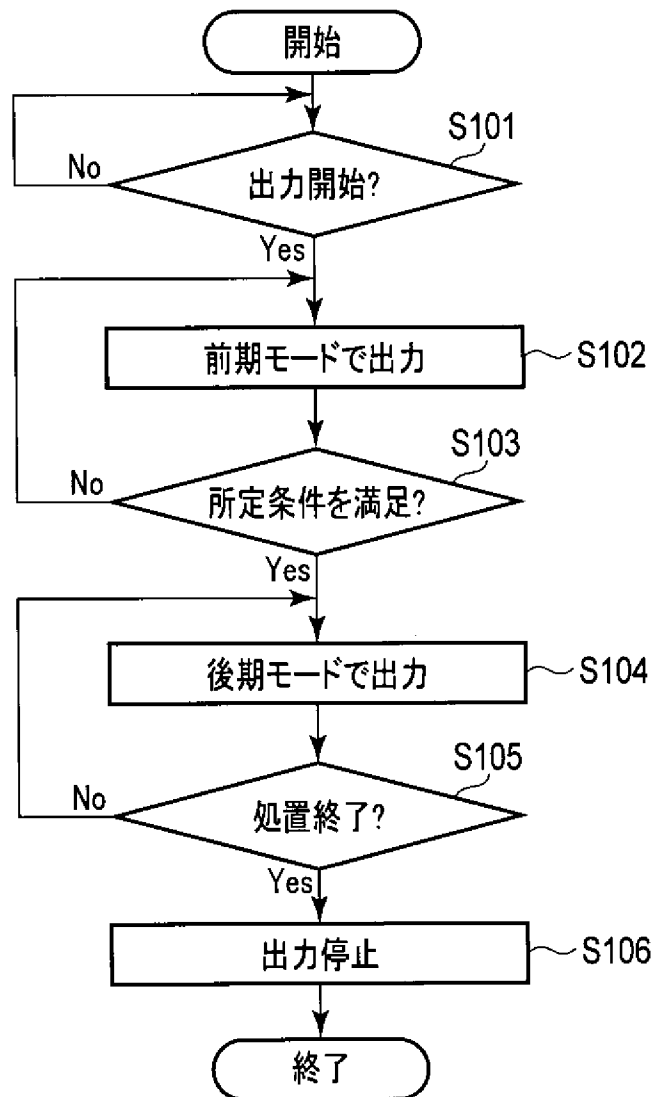
[図2]



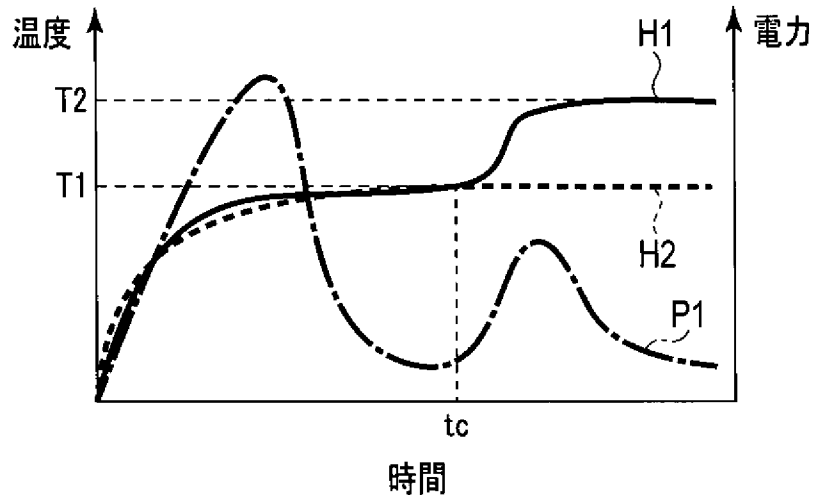
[図3]



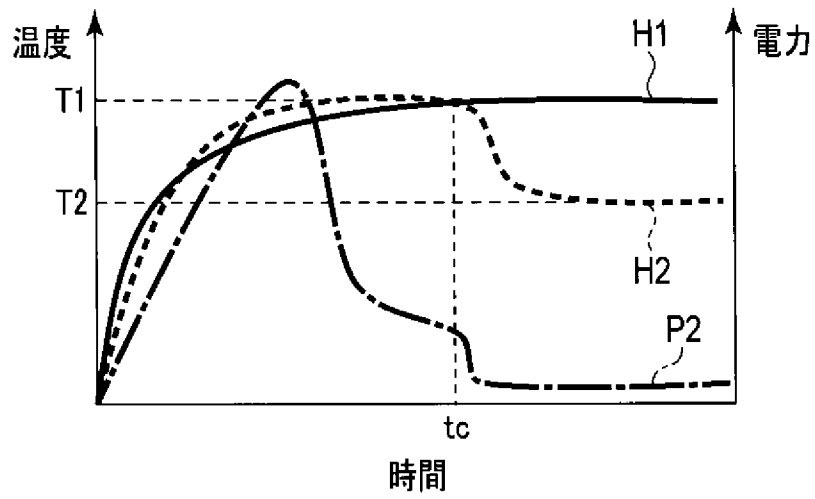
[図4]



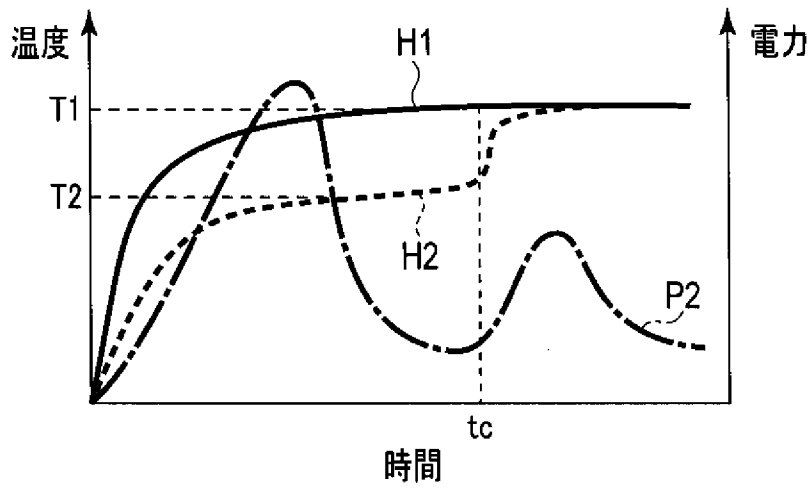
[図5]



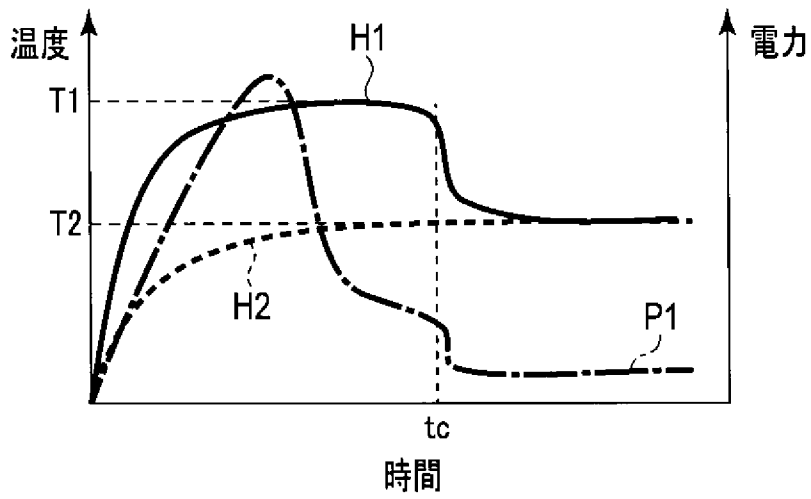
[図6]



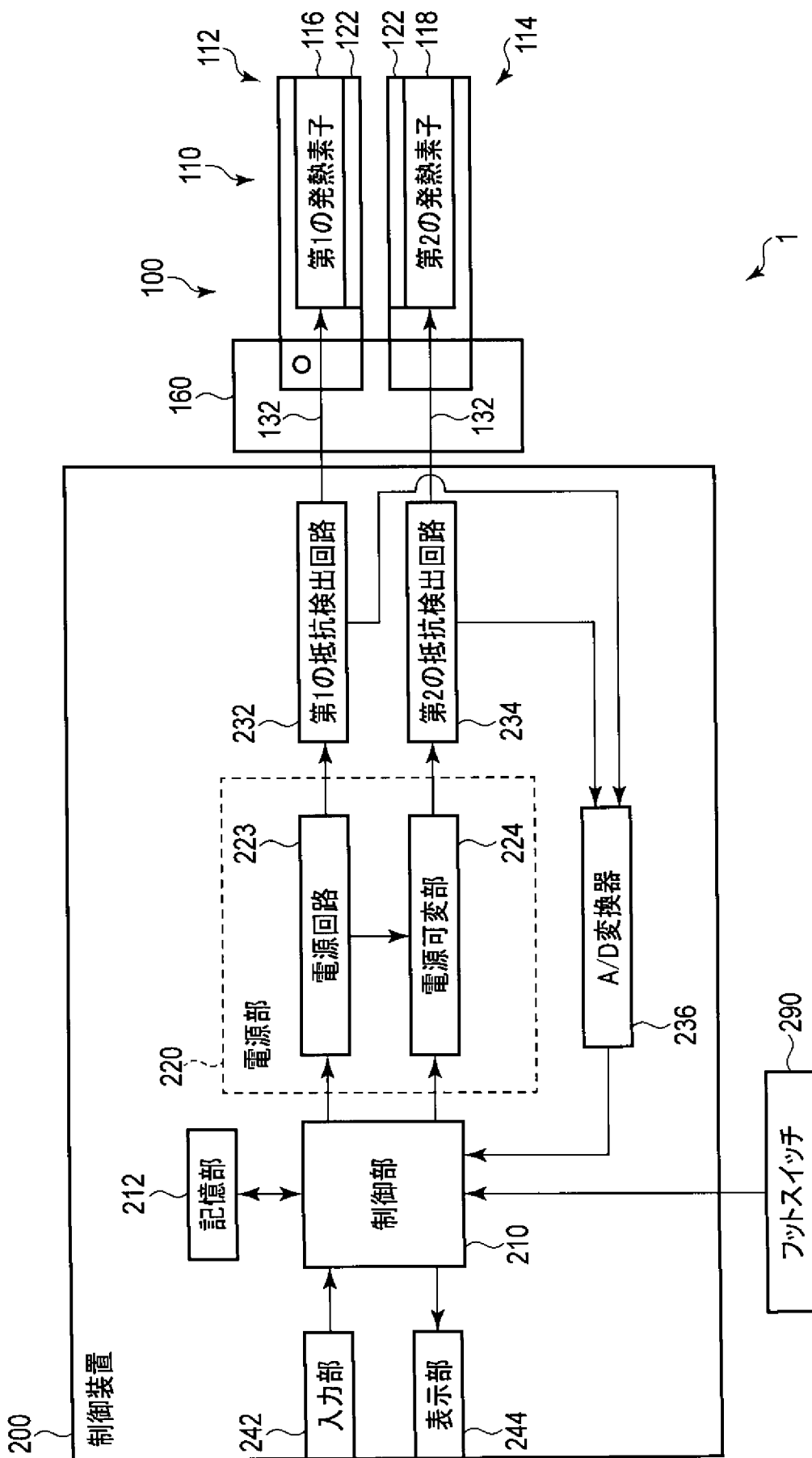
[図7]



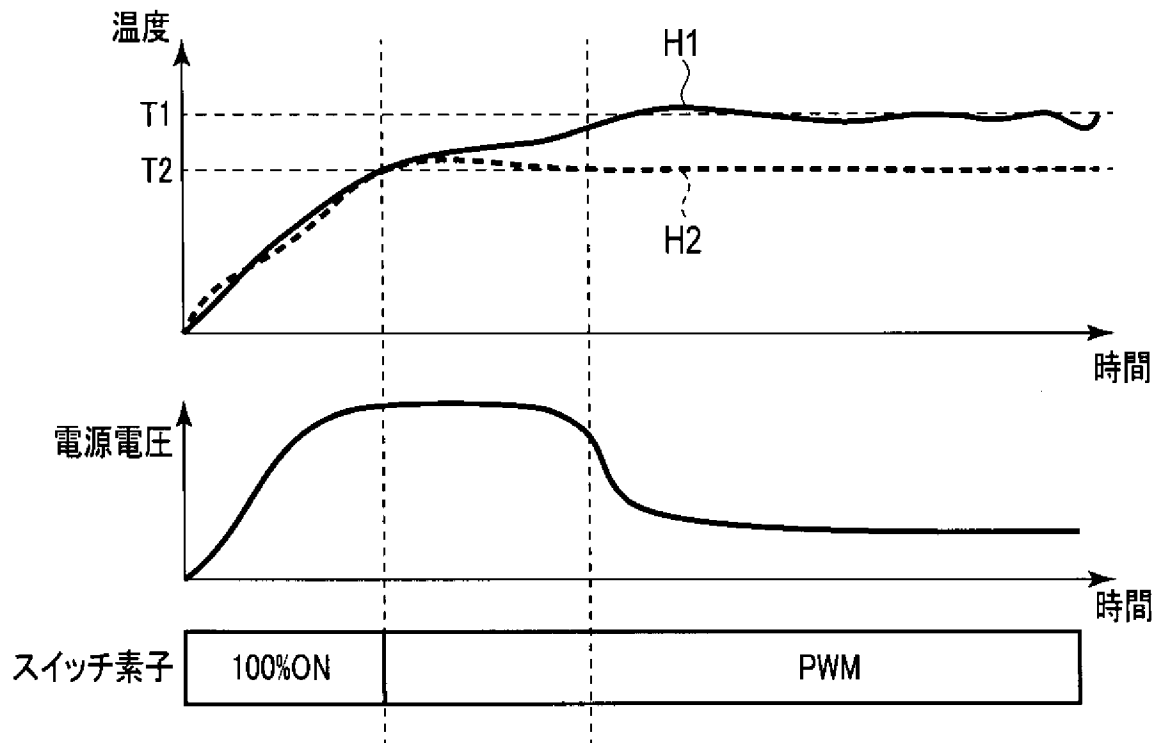
[図8]



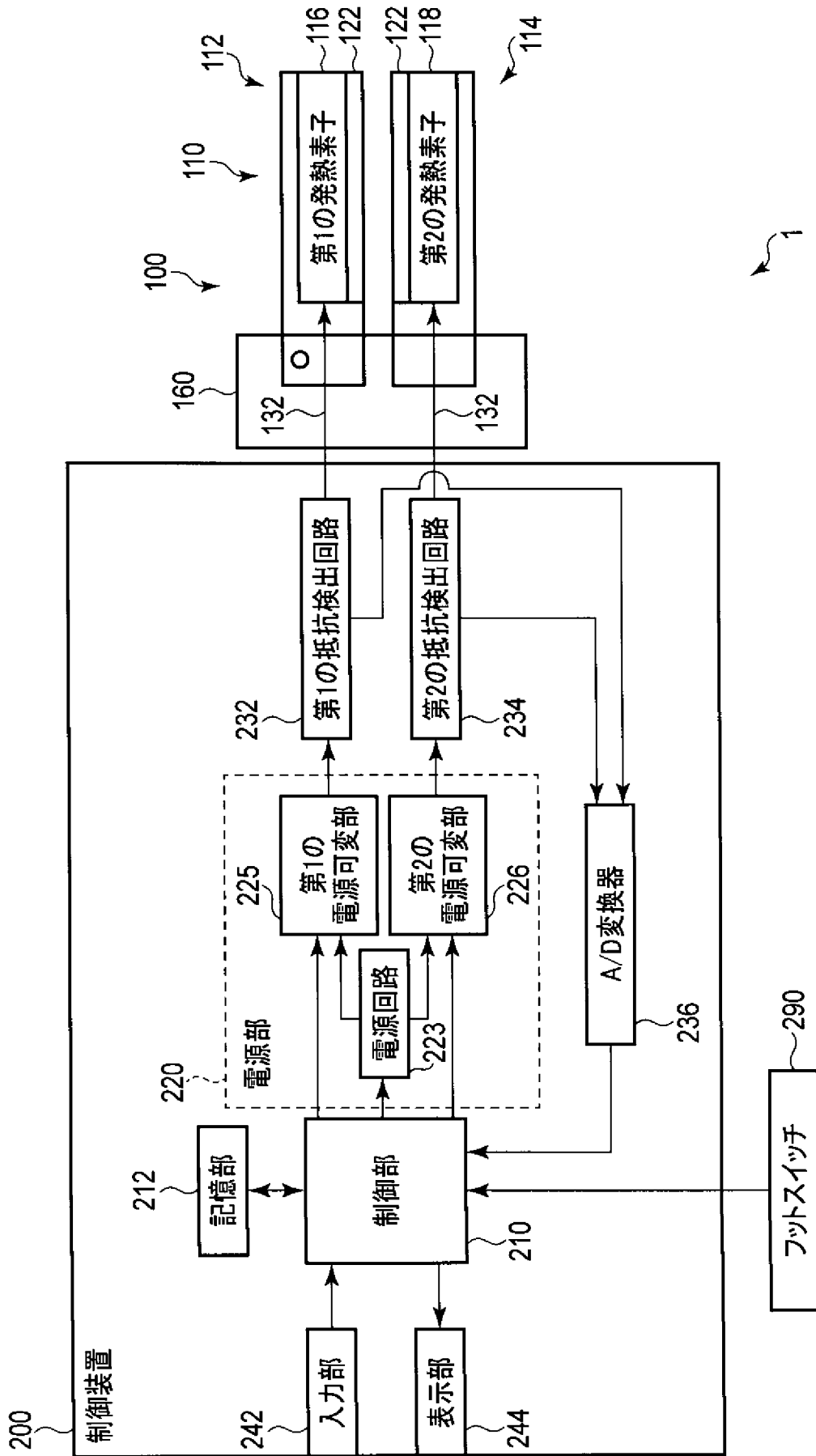
[図9]



[図10]

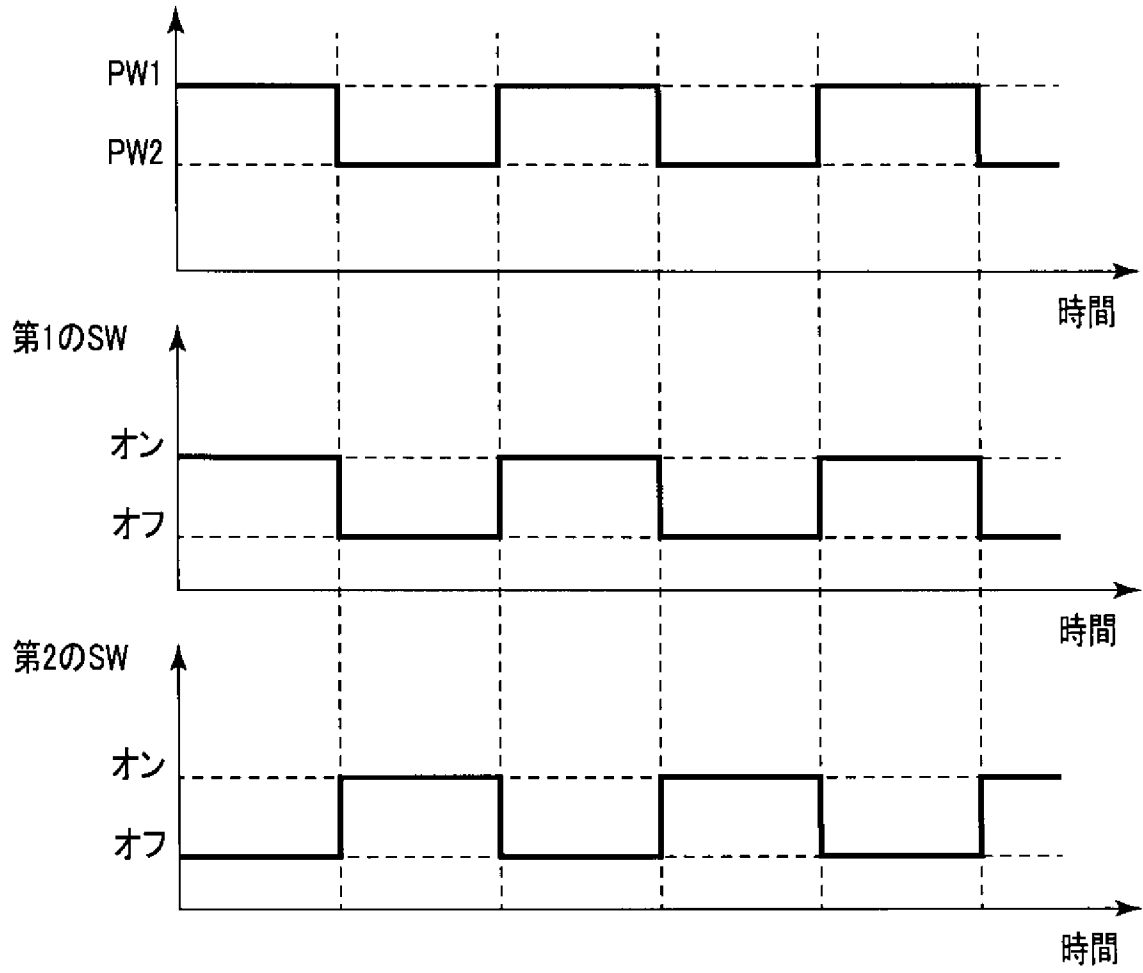


[図11]

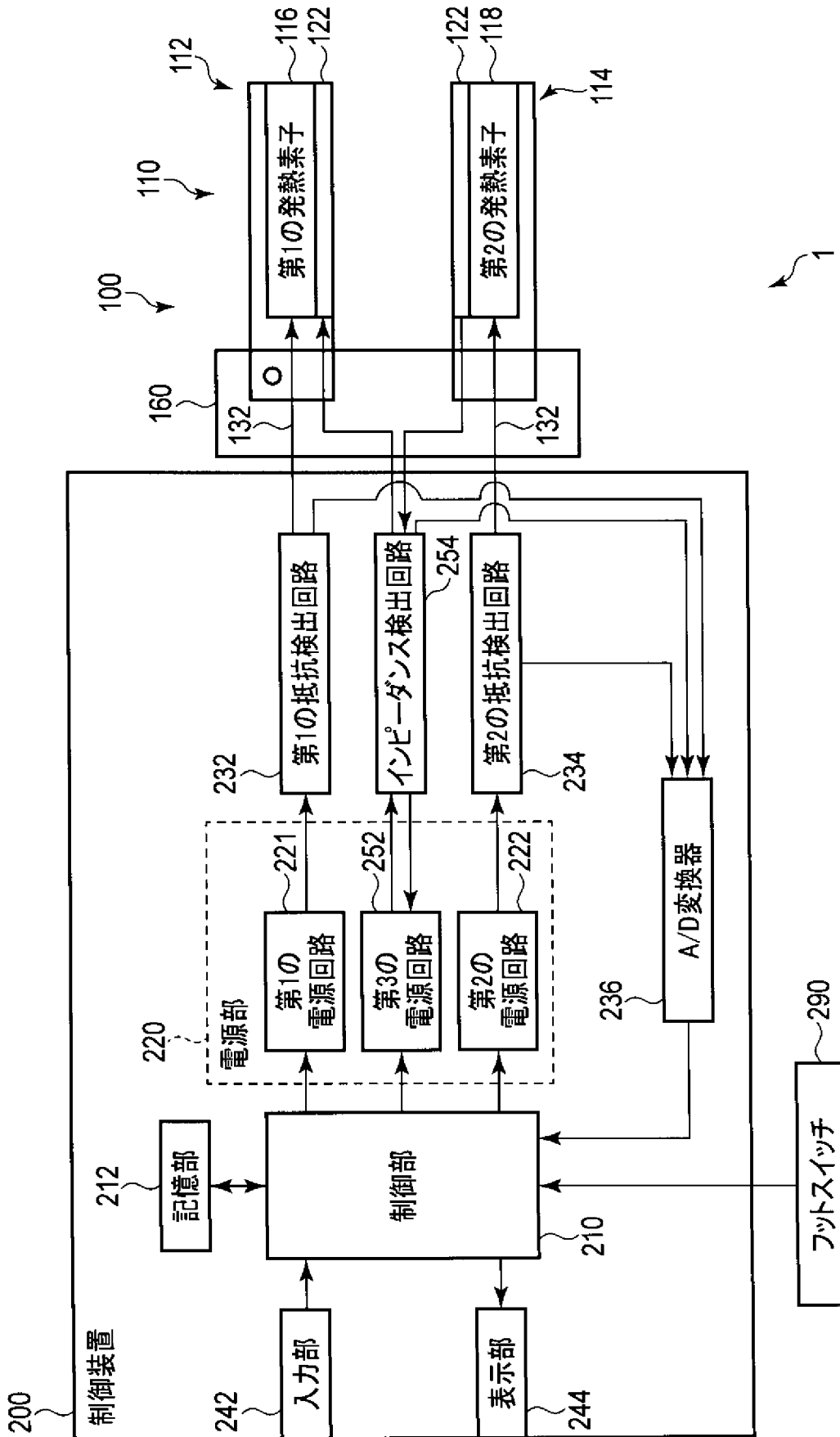


[図12]

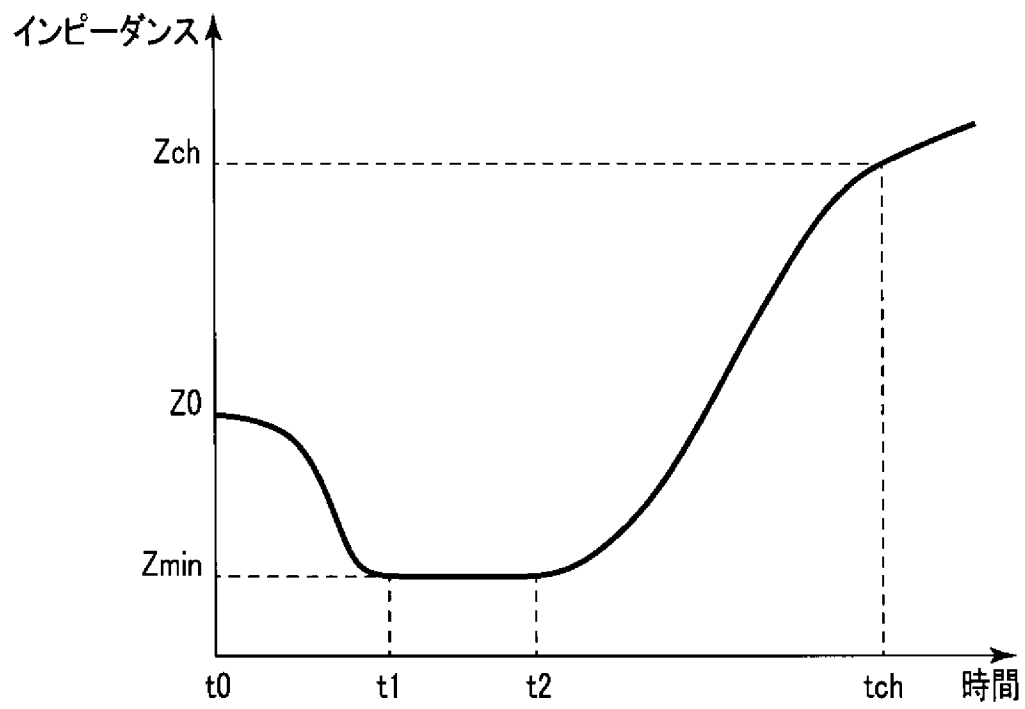
電源出力



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/063767

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B18/08(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)
A61B18/08

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.
A	JP 2012-125338 A (Olympus Corp.), 05 July 2012 (05.07.2012), entire text; all drawings & US 2013/0245619 A1 & WO 2012/081514 A & EP 2653125 A1	1-8
A	JP 2001-269352 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 02 October 2001 (02.10.2001), entire text; all drawings (Family: none)	1-8
A	JP 2007-037845 A (Olympus Medical Systems Corp.), 15 February 2007 (15.02.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-8

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 20 June 2016 (20.06.16)	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.
--	---

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B18/08(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. A61B18/08

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
A	JP 2012-125338 A (オリンパス株式会社) 2012.07.05, 全文, 全図 & US 2013/0245619 A1 & WO 2012/081514 A & EP 2653125 A1	1-8
A	JP 2001-269352 A (オリンパス光学工業株式会社) 2001.10.02, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-8
A	JP 2007-037845 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.02.15, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-8

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

国際調査を完了した日 20.06.2016	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 電話番号 03-3581-1101 内線 3386	31	3930
--	--	----	------