

(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
2015 年 2 月 5 日(05.02.2015)



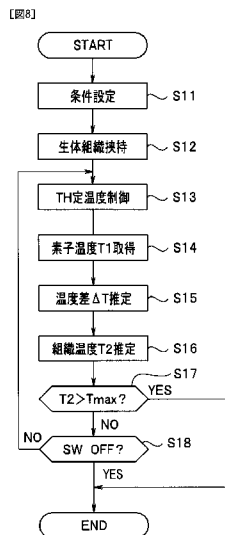
(10) 国際公開番号
WO 2015/016347 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 18/12 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/070349
- (22) 国際出願日: 2014 年 8 月 1 日(01.08.2014)
- (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:
61/861,683 2013 年 8 月 2 日(02.08.2013) US
- (71) 出願人: オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.)
[JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 本田 吉隆(HONDA Yoshitaka); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目 4 3 番 2 号オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP).
入澤 隆志(IRISAWA Takashi). 田中 一恵(TANAKA Kazue). 高見 禎嘉(TAKAMI Sadayoshi).
桂木 敏文(KATSURAGI Toshifumi).
- (74) 代理人: 伊藤 進(ITO H Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目 4 番 4 号 武蔵ビル Tokyo (JP).
- (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, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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.

[続葉有]

(54) Title: TREATMENT SYSTEM, INSTRUMENT CONTROL DEVICE, AND TREATMENT SYSTEM OPERATION METHOD

(54) 発明の名称: 処置システム、処置具制御装置、および処置システムの作動方法



S11 Set condition
S12 Clamp tissue
S13 Perform constant temperature control for TH
S14 Acquire element temperature (T1)
S15 Estimate temperature difference (ΔT)
S16 Estimate tissue temperature (T2)

(57) Abstract: Provided is a treatment system (1) whereby carrying out an appropriate treatment is easy. The treatment system (1) comprises: an instrument (2), further comprising a heating element (13) which imparts thermal energy to tissue; an element temperature measuring unit (39) which measures an element temperature (T1) of the heating element (13); a power source (30) which outputs power; a first computing unit (33A) which estimates a temperature difference (ΔT) between the element temperature (T1) and the temperature (T2) of the tissue using either a pre-stored table or formula for estimating the temperature difference (ΔT) on the basis of an output value of the power source (30); a second computing unit (33B) which estimates the tissue temperature (T2) from the element temperature (T1) and the temperature difference (ΔT) which the first computing unit (33B) has estimated; and a control unit (34) which controls the power source (30) on the basis of the tissue temperature (T2) which the second computing unit (33B) has estimated.

(57) 要約: 適切な処置を行うことが容易な処置システム 1 を提供する。処置システム 1 は、生体組織に熱エネルギーを印加する発熱素子 13 を有する処置具 2 と、発熱素子 13 の素子温度 T1 を測定する素子温度測定部 39 と、電力を発生する電源 30 と、素子温度 T1 と前記生体組織の温度 T2 との温度差 ΔT を電源 30 の出力値をもとに推定するために予め記憶された表または式を用いて、前記温度差 ΔT を推定する第 1 算出部 33A と、素子温度 T1 と第 1 算出部 33B が推定した温度差 ΔT とから組織温度 T2 を推定する第 2 算出部 33B と、第 2 算出部 33B が推定した組織温度 T2 にもとづいて電源 30 を制御する制御部 34 と、を具備する。

WO 2015/016347 A1



(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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))

明 細 書

発明の名称：

処置システム、処置具制御装置、および処置システムの作動方法

技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、生体組織に処置エネルギーを印加する処置部を具備する処置システム、前記処置システムの処置具制御装置、および、前記処置システムの作動方法に関する。

背景技術

[0002] 米国特許出願公開第2009/076506号明細書には、挟持した被処置体に高周波電力エネルギーと熱エネルギーとを印加する一対の挟持部と、高周波電力エネルギーを印加するための高周波電力を出力する高周波電源と、熱エネルギーを印加するための発熱用電力を出力する発熱用電源と、高周波電力エネルギー印加と熱エネルギーの印加とを切り替えるために高周波電源および、発熱用電源を制御する制御部と、を具備する処置システムが開示されている。

[0003] また、米国特許出願公開第2009/0248002号明細書には、被処置体に対して高周波電力エネルギーを印加して、高周波電力エネルギーの印加終了後に、熱エネルギーを印加する処置システムが開示されている。高周波電力エネルギーは、被処置体の細胞膜を破壊することによってタンパク質をはじめとする高分子化合物を含んだ細胞内成分を放出し、コラーゲンをはじめとする細胞外成分と均一化させる作用を有する。そして、熱エネルギーの印加により被処置体が接合される。

[0004] 米国特許出願公開第2013/19060号明細書には、被処置体に対して超音波エネルギーおよび、高周波電力エネルギーを印加する処置システムが開示されている。

[0005] 米国特許出願公開第2005/222556号明細書には、レーザを用いて被処置体に対して光エネルギーを印加する処置システムが開示されている。

[0006] すなわち、医療用処置具の処置部は、処置エネルギーとして、熱エネルギー、

超音波エネルギー、光エネルギー、および、高周波電力エネルギー、の少なくともいずれかを被処置体に印加する。

[0007] ここで、処置システムが良い処置結果を得るためには、処置している生体組織の温度にもとづいてエネルギー量を制御することが好ましい。しかし、処置中の生体組織温度を検出することは容易ではなかった。このため、従来の処置システムでは、生体組織温度の代わりに検出が容易なエネルギー出力部、例えば、発熱素子の温度にもとづいて制御が行われていた。

[0008] 従来の処置システムは、検出が容易なエネルギー出力部の温度にもとづいて制御が行われていたため、適切な処置を行うことが容易ではない場合があった。

先行技術文献

特許文献

[0009] 特許文献1：米国特許出願公開第2009/076506号明細書

特許文献2：米国特許出願公開第2009/0248002号明細書

特許文献3：米国特許出願公開第2013/19060号明細書

特許文献4：米国特許出願公開第2005/222556号明細書

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0010] 本発明の実施形態は、適切な処置を行うことが容易な処置システム、適切な処置を行うことが容易な処置具制御装置、および適切な処置を行うことが容易な処置システムの作動方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0011] 実施形態の処置システムは、生体組織に処置エネルギーを印加する出力部を有する処置具と、前記出力部の温度を測定する温度測定部と、前記処置エネルギーのための電力を発生する電源と、前記電力が印加された前記出力部の温度と前記処置エネルギーが印加された前記生体組織の温度との温度差を前記電源の出力値をもとに推定するために予め記憶された表または式を用いて、前

記温度差を推定する第1算出部と、前記温度測定部が測定した前記出力部の温度と、前記第1算出部が推定した前記温度差とから、前記生体組織の温度を推定する第2算出部と、前記第2算出部が推定した生体組織温度にもとづいて、前記電源を制御する制御部と、を具備する。

[0012] 別の実施形態の処置具制御装置は、生体組織に処置エネルギーを印加する出力部を有する処置具を制御する処置具制御装置であって、前記処置エネルギーのための電力を発生する電源と、前記出力部の温度を測定する温度測定部と、前記電力が印加された前記出力部の温度と前記処置エネルギーが印加された前記生体組織の温度との温度差を前記電源の出力値をもとに推定するために予め記憶された表または式を用いて、前記温度差を推定する第1算出部と、前記温度測定部が測定した前記出力部の温度と、前記第1算出部が推定した前記温度差とから、生体組織温度を推定する第2算出部と、前記第2算出部が推定した前記生体組織温度にもとづいて、前記処置エネルギーのための電力を発生する電源を制御する制御部と、を具備する。

[0013] 別の実施形態の処置システムの作動方法は、電源が電力の発生を開始することにより、処置具の出力部が生体組織を処置する処置エネルギーの発生を開始するステップと、温度測定部が前記出力部の温度を測定するステップと、前記電力が印加された前記出力部の温度と前記処置エネルギーが印加された前記生体組織の温度との温度差を前記電源の出力値をもとに推定するために予め記憶されている表または式を用いて、第1算出部が前記温度差を推定するステップと、第2算出部が、前記温度測定部が測定した前記出力部の温度と、前記第1算出部が推定した前記温度差とから、前記生体組織の温度を推定するステップと、制御部が、前記第2算出部が推定した生体組織温度にもとづいて前記電源を制御するステップと、を具備する。

発明の効果

[0014] 本発明の実施形態によれば、適切な処置を行うことが容易な処置システム、適切な処置を行うことが容易な処置具制御装置、および適切な処置を行うことが容易な処置システムの作動方法を提供できる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]第1実施形態の処置システムの外観図である。

[図2A]第1実施形態の処置システムの処置部の側面図である。

[図2B]第1実施形態の処置システムの処置部の側面図である。

[図3A]第1実施形態の処置システムの処置部の断面図である。

[図3B]第1実施形態の処置システムの処置部の上面図である。

[図3C]第1実施形態の処置システムの処置部の図3Aの3C-3C線に沿った断面図である。

[図4]第1実施形態の処置システムの発熱部の上面図である。

[図5]第1実施形態の処置システムの構成図である。

[図6]第1実施形態の処置システムにおける組織温度の変化および素子温度の変化を説明するためのグラフである。

[図7]第1実施形態の処置システムにおける、組織温度と素子温度との温度差と、電力の出力値の関係を示すグラフである。

[図8]第1実施形態の処置システムの作動方法を説明するためのフローチャートである。

[図9]第2実施形態の処置システムにおける、発熱用電力の出力値および処置部温度の時間変化を示すグラフである。

[図10]第2実施形態の処置システムにおける、生体組織温度と処置部温度との温度差と、発熱用電力の出力値の関係を示すグラフである。

[図11]第3実施形態の処置システムにおける、加熱量を説明するためのグラフである。

[図12]第3実施形態の処置システムにおける加熱量と生体組織接合強度の関係を示すグラフである。

[図13]第3実施形態の処置システムの作動方法を説明するためのフローチャートである。

[図14]第4実施形態の処置システムの構成図である。

[図15]第4実施形態の処置システムにおける生体組織および、処置部の温度

変化、および、加熱量を説明するためのグラフである。

[図16]第4実施形態の処置システムの作動方法を説明するためのフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0016] <第1実施形態>

<処置システムの構成>

図1に示すように、本実施形態の処置システム1は、処置具2と、処置具制御装置である本体部3と、フットスイッチ4と、を具備する。処置具2は、例えば腹壁を通して腹腔内の生体組織の接合処置等を行う外科手術用エネルギー吻合装置である。

[0017] 処置具2は、グリップ2A1と、シャフト2A2と、被処置体である生体組織LTを把持して処置を行う開閉可能な一对の挟持部11（第1挟持部11A、第2挟持部11B）からなる処置部10を有する。

[0018] なお、以下、符号の末尾にA、Bが付与された同じ機能の構成要素のそれぞれをいうときは符号A、Bを省略することがある。例えば、第1挟持部11Aおよび、第2挟持部11Bのそれぞれを挟持部11という。

[0019] グリップ2A1は、ケーブル2Lを介して本体部3に接続されている。術者が処置部10の開閉を操作する開閉ノブ2A3のあるグリップ2A1は、術者が握り易い形状、例えば略L字状である。グリップ2A1の一端には、処置部10と一体化し、開閉ノブ2A3の動作を処置部10に伝達するシャフト2A2が配設されている。一方、グリップ2A1の他端側は、術者に把持される把持部2A4である。

[0020] 本体部3は、処置条件等を表示する表示部36と、術者が処置条件等を設定する設定操作部35とを前面パネルに有し、ケーブル4Lを介してフットスイッチ4が接続されている。フットスイッチ4のペダルを術者が足で押圧操作することにより、本体部3から処置具2への電力出力がON/OFF制御される。フットスイッチ4は必須の構成要素ではなく、術者が手元で操作するスイッチ等であってもよい。

[0021] 図2Aおよび、図2Bに示すように、処置具2は、生体組織LTとの接触面である処置面11S（11SA、11SB）を介して熱エネルギー（THエネルギー）を生体組織LTに印加する。

[0022] 処置部10は、例えば、第2挟持部11Bが第1挟持部11Aに対して相対的に移動することにより開閉自在である。図2Aに示すように、開閉ノブ2A3が術者により押圧操作されていないときには、図示しない弾性部材の付勢力により第2挟持部11Bは第1挟持部11Aと近接状態または接触状態にある。これに対して、図2Bに示すように、弾性部材の付勢力よりも強い力で開閉ノブ2A3が術者により押圧操作されると、第2挟持部11Bは第1挟持部11Aから離れ、処置部10は開状態となる。処置部10が開状態のときに、第1挟持部11Aと第2挟持部11Bとの間に挿入された生体組織LTは、術者が開閉ノブ2A3の押圧操作をやめると、弾性部材の付勢力により第1挟持部11Aの処置面11SAと第2挟持部11Bの処置面11SBと間に挟まれ押圧された状態で保持される。

[0023] 図3A～図4に示すように、挟持部11の処置面11Sはステンレスまたは銅等の金属からなる伝熱体12のおもて面（外面）である。そして、伝熱体12の裏面（内面）には発熱素子13が接合されている。発熱素子13の上面は、ポリイミド等の絶縁体16により覆われ、絶縁されている。

[0024] 発熱素子13は、アルミナまたは窒化アルミニウム等の基板14の表面に発熱抵抗体15が形成されている。発熱抵抗体15は温度が上がると電気抵抗Rが高くなる正の抵抗温度係数の白金からなる。このため、後述するように、素子温度測定部39は、発熱抵抗体15の電気抵抗Rから発熱素子13（発熱抵抗体15）の温度T1を算出できる。発熱抵抗体15の材料には、NiCr合金、Ta、またはW等の各種の正の抵抗温度係数の高融点金属材料を用いてもよい。

[0025] 発熱素子13は、本体部3から出力される発熱用電力（TH）を、熱エネルギーとして生体組織LTに印加する出力部である。

[0026] 発熱素子13はそれぞれの挟持部11A、11Bに配設されているが、発

熱素子 13 は、少なくとも一方の挟持部 11 に配設されていればよい。

[0027] 次に、図 5 を用いて処置システム 1 の構成について説明する。すでに説明したように、処置システム 1 は、処置具 2 と本体部 3 とフットスイッチ 4 とを有する。

[0028] 本体部 3 は、発熱用電力 (TH) 電源 30 と、発熱用電力センサ (TH センサ) 31 と、設定部 32 と、算出部 33 と、制御部 34 と、記憶部 38 と、素子温度測定部 39 と、を具備する。

[0029] 電源 30 は、熱エネルギーのための発熱用電力 (TH) を出力する。検出部である TH センサ 31 は、TH の出力値 (電圧および電流) を検出する。電圧と電流の積が電力 P である。

[0030] 制御部 34 は、処置システム 1 の全体の制御を行う。

[0031] 出力部の温度を測定する温度測定部である素子温度測定部 39 は、TH の電圧および電流から発熱素子 13 の電気抵抗 R を算出し、算出した電気抵抗 R から出力部である発熱素子 13 の温度 (素子温度) T1 を算出することで、間接的に素子温度 T1 を測定する。すなわち、素子温度測定部 39 は、発熱素子 13 の抵抗温度係数にもとづく算出式、または、電気抵抗 R と素子温度 T1 との対応表等が記憶されている記憶部 (不図示) を有する。なお、素子温度測定部 39 が、TH の電圧および電流から、電気抵抗 R を算出しないで、直接、素子温度 T1 を算出してもよい。また、素子温度測定部 39 は発熱素子 13 の近傍に配設された熱電対等の温度センサにより素子温度 T1 を直接、測定してもよい。

[0032] 図 6 に示すように、素子温度 T1 と生体組織の温度 (組織温度) T2 とには温度差 ΔT がある。そして、温度差 ΔT は処置時間の経過につれて変化している。このため、素子温度 T1 にもとづいた制御では適切な処置を行うことが容易ではない場合がある。

[0033] 発明者は鋭意研究の結果、図 7 に示すように、温度差 ΔT は、発熱用電力 (TH) の出力値 P と強い相関があることを見出した。これは、出力値 P は素子温度 T1 が所定の素子温度設定値 Tset になるように定温制御されて

いるため、温度差 ΔT が大きいと、より大きな出力値 P の T_H が必要となるからである。

[0034] そして、処置システム1では、記憶部38には、素子温度 T_1 と生体組織の温度 T_2 との温度差 ΔT を、電源30の出力値をもとに推定するための、表（テーブルデータ）または式が記憶されている。

[0035] このため、 T_2 は以下の（式1）から算出できる。

[0036] $T_2 = T_1 - \Delta T = T_1 - f(P) \quad \dots \text{（式1）}$

[0037] なお、図7には、温度センサを用いて生体組織の温度を実測して得られた ΔT に基づく、複数の実験データ（プロット）を最小二乗法にて1次式近似した直線を示している。

[0038] すなわち、図6に示した直線の式 $f(P)$ は、 $\Delta T = \alpha P + \beta$ （ α ：傾き、 β ：Y切片）である。式 $f(P)$ は2次式等でもよいし、電力 P を複数の範囲に区分し、区分毎に異なる複数の式から構成されていてもよい。また、表で記憶する場合には、表には例えば電力 P の5W毎に対応した ΔT が記憶されている。

[0039] 生体組織の種類等により、異なる式 $f(P)$ が記憶されていても良い。なお組織温度 T_2 は生体組織の内部温度に限られるものではなく、処置面11Sと接している表面温度でもよい。

[0040] 算出部33は、処置している生体組織の温度 T_2 を算出する。以下、説明の都合上、算出部33を、その機能から第1算出部33Aと第2算出部33Bとに分けて説明する。

[0041] 第1算出部33Aは、電源30の出力値 P をもとに、予め記憶されている記憶された表または式を用いて、温度差 ΔT を推定する。

[0042] 第2算出部33Bは、素子温度測定部39が測定した素子温度 T_1 と、第1算出部33Aが推定した温度差 ΔT とから、（式1）を用いて組織温度 T_2 を推定する。

[0043] 設定部32は設定操作部35の操作等にもとづき、処置条件を設定する。処置システム1では設定部32は記憶部32Mを有する。半導体メモリ等か

らなる記憶部 32M は、例えば、生体組織の種類に応じた複数の処置条件を記憶してもよい。なお、設定操作部 35 は広義の設定部 32S の一部とみなすことができる。

[0044] 制御部 34 を構成する CPU 等が、素子温度測定部 39、算出部 33 および設定部 32 の機能の少なくとも一部を有していてもよい。また、それぞれが独立した CPU であってもよい。また、半導体メモリ等からなる記憶部 38 が、設定部の記憶部 32M および算出部 33 の記憶部の機能を有していてもよい。逆に、算出部 33 が記憶部 38 の機能を有する半導体メモリ等を有していてもよい。

[0045] 表示部 36 は、設定された処置条件、処置中の電力の出力値、および、組織温度 T_2 等の情報等を術者に告知する告知部である。

[0046] 処置システム 1 では、第 2 算出部 33B が推定した組織温度 T_2 にもとづいて、制御部 34 が電源 30 を制御する。

[0047] <処置システムの作動方法>

次に、図 8 のフローチャートに沿って、処置システム 1 の作動方法について説明する。

[0048] <ステップ S11>

例えば、以下のような処置条件が、設定操作部 35 を含む設定部 32 を介して設定される。

[0049] 組織温度設定値 T_{set} : 190°C

上限温度 T_{max} : 200°C

処置時間 t : 10 秒

[0050] ここで、組織温度設定値 T_{set} は、制御部 34 が定温制御する目標温度である。上限温度 T_{max} は、処置している生体組織が想定外の損傷を受け周辺部位にまで悪影響を及ぼすおそれが生じはじめる温度である。

[0051] すでに説明したように、従来の処置システムでは定温制御する目標温度として、素子温度 T_1 が設定されていたのに対して、処置システム 1 では、組織温度 T_2 が設定される。

[0052] <ステップS 1 2>

図2 Aに示したように、閉状態の処置部1 0が、例えば、腹壁を通して腹腔内に挿入される。術者がグリップ2 A 1の開閉ノブ2 A 3を握りしめる押圧操作をすると、第1挟持部1 1 Aに対して第2挟持部1 1 Bが開く。そして、処置対象の生体組織L Tが、第1挟持部1 1 Aの処置面1 1 S Aと第2挟持部1 1 Bの処置面1 1 S Bとの間に配置される。この状態で、開閉ノブ2 A 3が開放されると、弾性部材の付勢力により、第1挟持部1 1 Aに対して第2挟持部1 1 Bが閉じ、図2 Bに示すように、処置対象の生体組織L Tは、第1挟持部1 1 Aの処置面1 1 S Aと第2挟持部1 1 Bの処置面1 1 S Bとの間に押圧状態で挟持される。

[0053] <ステップS 1 3>

術者がフットスイッチ4を足で押圧操作する。すると、制御部3 4は、TH電源3 0が発熱用電力（TH）を出力するように制御する。

[0054] <ステップS 1 4>

素子温度測定部3 9が、発熱用電力の出力値P（電圧および電流）から発熱素子1 3の電気抵抗Rを算出し、算出した電気抵抗Rから発熱素子の温度（素子温度）T 1を算出する。

[0055] 処置システム1では、発熱素子1 3 A、1 3 Bの平均温度、または、発熱素子1 3 A、1 3 Bの一方の温度を素子温度T 1とみなして、素子温度T 1を算出する。

[0056] <ステップS 1 5>

第1算出部3 3 Aが、出力値Pをもとに、予め記憶されている表または式を用いて、温度差 ΔT を推定する。

[0057] <ステップS 1 6>

第2算出部3 3 Bが、素子温度測定部3 9が測定した素子温度T 1と、第1算出部3 3 Aが推定した温度差 ΔT とから、（式1）を用いて組織温度T 2を推定する。

[0058] <ステップS 1 7>

制御部 34 は、組織温度 T_2 が、上限温度 T_{max} 超になった場合には、処置を中止する。このとき、制御部 34 が、表示部 36 に警告を表示することが好ましい。

[0059] <ステップ S 18>

制御部 34 は、フットスイッチ 4 の押圧が無くなる (SW OFF : Yes) と処置を中止する。それまでは、ステップ S 13 からの処置を繰り返す行う。

[0060] 処置システム 1、本体部 3 (処置具制御装置) および処置システムの作動方法 1 では、実際に処置されている生体組織の温度 T_2 に基づき制御が行われる。このため、組織温度 T_2 が上限温度 T_{max} 超になることがない。また、素子温度等により制御される従来の処理システム等よりも、より、適切な処置を行うことができる。

[0061] <第 1 実施形態の変形例>

次に、第 1 実施形態の変形例 1 ~ 3 の処置システム 1 A ~ 1 C、処置具制御装置、および、処置システムの作動方法について説明する。なお、以下、(処置システム、処置具制御装置、および、処置システム 1 の作動方法) を、処置システム等という。処置システム 1 A ~ 1 C 等は、処置システム 1 等と類似しているので、同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

[0062] 処置システム 1 では、印加される処置エネルギーが熱エネルギーであった。しかし、処置エネルギーは、熱エネルギー、超音波エネルギー、光エネルギー、および、高周波電力エネルギーのいずれかのエネルギーであれば、同様の効果を得られる。

[0063] <変形例 1>

変形例 1 の処置システム 1 A 等では、生体組織に処置エネルギーとして光エネルギーであるレーザ光が印加される。すなわち、電源はレーザ光を発生する光源に電力を出力する。

[0064] レーザ光が印加された生体組織は発熱する。レーザ光の波長を選択するこ

とで、特定の処置部位を選択的に加熱することもできる。

[0065] <変形例 2>

変形例 2 の処置システム 1 B 等では、生体組織に処置エネルギーとして超音波エネルギーが印加される。すなわち、電源は超音波振動子に電力を出力する。

[0066] 処置システム 1 B の処置具は、グリップ 2 A 1 の内部に超音波振動子を有し、挟持部 1 1 A が超音波振動する。固定されている挟持部 1 1 B との間に挟持された生体組織は、摩擦熱により発熱する。

[0067] <変形例 3>

変形例 3 の処置システム 1 C 等では、生体組織に処置エネルギーとして高周波電力エネルギーが印加される。すなわち、電源は高周波電力を出力する。

[0068] 処置システム 1 C の処置具の金属からなる伝熱体は高周波電力 (H F) を生体組織に印加する電極としての機能を有する。電極 1 2 A、1 2 B に挟持されている生体組織 L T に高周波電力が印加されると、生体組織 L T はジュール熱により加熱される。

[0069] 第 1 実施形態の変形例の処置システム 1 A ~ 1 C、処置具制御装置、および、処置システムの作動方法は、いずれも処置システム 1 等と同じように、出力部の温度 T 1 と電源の出力値 P を測定し、温度 T 1 と出力値 P とから温度差 ΔT を推定し、温度差 ΔT から組織温度 T 2 を推定する。

[0070] そして、組織温度 T 2 が、上限温度 T m a x 超になった場合には、処置を中止する。

すなわち、制御部 3 4 が、第 2 算出部 3 3 B が推定した組織温度 T 2 が上限温度 T m a x 超にならないように電源 3 0 を制御する。このため、変形例の処置システム 1 A ~ 1 C 等は、いずれも適切な処置を行うことが容易である。

[0071] <第 2 実施形態>

次に、第 2 実施形態の処置システム 1 D 等について説明する。処置システム 1 D 等は、処置システム 1 等と類似しているので、同じ機能の構成要素に

は同じ符号を付し説明は省略する。

[0072] 処置システム 1 D では、例えば、処置具制御装置 3 D の記憶部 3 8 が電源 3 0 の出力値 P だけでなく出力値 P および出力部（発熱素子 1 3）の温度 T 1 をもとに温度差 ΔT を推定するための表または式を記憶しており、第 1 算出部 3 3 A が電力の出力値 P および出力部の温度 T 1 をもとに温度差 ΔT を推定する。

[0073] すなわち、処置システム 1 D では、第 1 算出部 3 3 A は、図 8 に示したステップ S 1 5 において、温度差 ΔT を、発熱素子 1 3 の素子温度 T 1 と、発熱用電力（T H）の出力値 P と、から算出する。

[0074] すでに説明したように、組織温度 T 2 と素子温度 T 1 の温度差 ΔT は、発熱用電力（T H）の出力値 P と強い相関がある。そして、出力値 P だけでなく、素子温度 T 1 も考慮することで、より正確に温度差 ΔT を推定できる。

[0075] $\Delta T = f(P, T_1) \quad \dots (式 2)$

[0076] 図 9 に示すように、加熱処理の開始直後（初期期間 L 1）では、発熱素子 1 3 自体の熱容量等のため、素子温度 T 1 は、ほぼ一定と見なすことができる程度に、非常にゆっくり上昇する。これに対して、発熱素子 1 3 が昇温中（昇温期間 L 2）は、素子温度 T 1 は温度設定値 T s e t よりも大幅に低い状態である。このため出力値 P は急激に増加する。そして、素子温度 T 1 が温度設定値 T s e t に近接してくると（昇温完了期間 L 3）、オーバーシュートを防止するために、出力値 P は減少に転ずるそして、安定状態になったら、出力値 P は更に減少しほぼ一定の値となる（安定期間 L 4）。

[0077] 図 1 0 は、出力値 P と温度差 ΔT との関係を、上記 4 つの期間に区別してプロットしている。すなわち、期間 L 1 のデータを黒三角マークで、期間 L 2 のデータを黒丸マークで、期間 L 3 のデータを白丸マークで、期間 L 4 のデータを白三角マークで、それぞれプロットしている。

[0078] 図 1 0 から明らかなように、出力値 P から温度差 ΔT を算出する場合に、4 つの期間に応じて算出式を変えることで、より高い精度での算出が可能である。ここで、第 1 算出部 3 3 A は、4 つの期間 L 1 ~ L 4 を、素子温度 T

1 または出力値 P から判断する。

[0079] すなわち、素子温度 T_1 の上昇開始直後が期間 L_1 であり、上昇中が期間 L_2 であり、素子温度 T_1 が素子温度設定値 T_{set} に近接して出力値 P が減少し、減少速度が所定値以下になるまでが期間 L_3 であり、それ以降が期間 L_4 である。

[0080] それぞれの期間における算出式は、適宜、設定できる。例えば、期間 L_1 では ΔT を一定とみなし、期間 $L_2 \sim L_4$ では、1 次式近似してもよい。また、5 つ以上の期間に区別してもよいし、3 つ以下の期間に区別してもよい。

[0081] 処置システム 1 D 等は、処理システム 1 等よりも精度の高い温度差 ΔT が推定できるため、より適切な処置ができる。

[0082] なお、温度差 ΔT が、第 1 挟持部 11 A の処置面 11 S A と第 2 挟持部 11 B の処置面 11 S B との間の押圧力 P_P の影響を受けることがある。このため、処置面 11 S に圧力センサを配設し、押圧力 P_P も温度差 ΔT の推定に用いることで、より精度の高い温度差 ΔT が推定できる。なお、所定圧力以上の押圧力 P_P では温度差 ΔT は一定になる。このため、押圧力 P_P が所定圧力未満の場合には処置が開始されないように制御部 34 が電源 30 を制御してもよい。

[0083] <第 3 実施形態>

次に、第 3 実施形態の処置システム 1 E 等について説明する。処置システム 1 E 等は、処置システム 1 等と類似しているので、同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

[0084] 処置システム 1 E では、処置具制御装置 3 E の算出部 33 が、組織温度 T_2 の時間積分値である加熱量 (heating amount) Q を算出し、制御部 34 は加熱量 Q が所定の加熱量設定値 Q_{set} 以上になったら、電力の出力を減少または終了するように電源 30 を制御する。すなわち、処置システム 1 等では処理完了は、例えば予め設定された処置時間にもとづき制御されていたが、処置システム 1 E では加熱量 Q にもとづき制御される。

[0085] 良い処置結果を得るためには、処置エネルギーの印加時間を適切に行う必要がある。印加時間が短いと接合強度が不十分であり、印加時間が長いと周囲の組織に悪影響を及ぼしたり、接合強度が不十分になったりする。

[0086] 加熱量 Q は、温度の時間積分値、すなわち、温度と印加時間の積であり、例えば「℃秒」の単位で示される。例えば、以下の（式 3）により、処置開始（時間 0）から時間 t_1 までの加熱量 Q が算出される（図 11 参照）。なお、図 11 における下限温度 T_{min} については後述する。

[0087] （式 3）

$$Q = \int_0^{t_1} T_2 dt$$

[0088] 加熱量 Q は、所定時間毎、例えば、1 秒毎の生体組織温度 T_2 を加算した、単位が「℃」の積算値（積算温度）として表現することもできる。すなわち、温度の時間積分値と積算温度とは単位は異なるが同じ状態を示す物理量である。なお、加熱量 Q は、ジュールを単位とする熱量（calorie）とは全く異なる物理量である。

[0089] 図 12 は、加熱量 Q と処置された生体組織 L_T の接合強度との関係を示している。図 12 から、加熱量 Q を基準とすることにより、良い処置結果が得られることは明らかである。すなわち、加熱量 Q が、所定の加熱量 Q_A 以上であれば、実用上、十分な接合強度 S_A を得ることができる。加熱量 Q_A は予め実験が行われ、得られた実験値が記憶部 32M に記憶されている。

[0090] ＜処置システムの作動方法＞

次に、図 13 のフローチャートに沿って、処置システム 1E の作動方法について説明する。

[0091] ＜ステップ S21＞

例えば、以下のような処置条件が、設定操作部 35 を含む設定部 32 を介して設定される。

[0092] 組織温度設定値 T_{set} : 220℃

加熱量設定値 Q_{set} : 800℃秒

下限温度 T_{min} : 50℃

上限温度 T_{max} : 230℃

[0093] ここで、下限温度 T_{min} は、生体組織に変化が生じはじめる温度である。言い替えれば下限温度 T_{min} になるまでは、生体組織は実質的には処置されない。

[0094] すでに説明したように、従来の処置システムでは、処理条件として、処置時間（処置エネルギーの印加印加時間）が設定されていたのに対して、処置システム 1 では、組織温度 T_2 の熱エネルギーの印加終了までの時間積分値である加熱量設定値 Q_{set} が設定される。

[0095] なお、処置条件は、例えば、記憶部 32 M に記憶されている複数の処置条件の中から処置に応じて術者が設定できるが、後述するように、生体組織 L_T の種類に応じて設定部 32 が自動的に設定してもよい。

[0096] すなわち、それぞれの条件は個別に設定されてもよいし、複数の条件が予め設定されている処置条件セットとして選択されてもよい。例えば、以下のように、処置する生体組織 L_T の種類に応じて予め複数の処置条件セット $L_{V1} \sim L_{V3}$ が記憶部 32 M に記憶されていてもよい。

[0097] (L_{V1})

組織温度設定値 T_{set} : 180℃

加熱量設定値 Q_{set} : 1000℃秒

下限温度 T_{min} : 50℃

上限温度 T_{max} : 190℃

[0098] (L_{V2})

組織温度設定値 T_{set} : 190℃

加熱量設定値 Q_{set} : 2500℃秒

下限温度 T_{min} : 50℃

上限温度 T_{max} : 200℃

[0099] (L_{V3})

組織温度設定値 T_{set} : 200℃

加熱量設定値 Q_{set} : 3500℃秒

下限温度 T_{min} : 50℃

上限温度 T_{max} : 210℃

[0100] <ステップS22～ステップS27>

図8に示したステップS12～ステップS17と略同じであるので説明は省略する。

[0101] <ステップS28>

制御部34は、組織温度 T_2 が下限温度 T_{min} 以上まで上昇したか判断する。下限温度 T_{min} 以上になったら (YES)、ステップS16に移行する。すなわち、下限温度 T_{min} 未満の間 (時間0から t_0 までの間) は、加熱量 Q は算出されない。

[0102] <ステップS29>

算出部33は、組織温度 T_2 の時間積分値である加熱量 Q を算出する。

[0103] (式3)で示される加熱量 Q は、所定時間毎、例えば1秒毎に、 ΔQ (組織温度 $T_2 \times 1$ 秒) が、それまでの加熱量 Q に加算される。

[0104] なお、発熱素子13の素子温度 T_1 の時間積分値である加熱量にもとづいて同様の制御を行っても、時間にもとづく従来の制御と比べると、良い処置結果を得られる。しかし、よりの確な処置を行うためには、組織温度 T_2 を用いて制御することが好ましい。

[0105] <ステップS30>

制御部34は、加熱量 Q が、加熱量設定値 Q_{set} 以上になる (YES) と、TH電源30を制御し、THの出力を終了する。すなわち、加熱量設定値 Q_{set} と加熱量 Q とにもとづき、THの出力が終了する。なお、制御部34は、TH電源30を制御しTHの出力が生体組織に実質的に影響の無いレベルまで減少してもよい。

[0106] 処置システム1Eは、熱エネルギーの印加時間が、加熱量 Q を基準に制御されるため、良い処置結果を容易に得られる。すなわち、処置システム1E等の作動方法は操作性がよい。

[0107] また、算出部 33 が算出する加熱量 Q の加熱量設定値 Q_{set} に対する比率 Q/Q_{set} が表示部 36 の告知部 36B に表示されることが好ましい。例えば、告知部 36B にバーグラフにより処置進行の状態が表示される。術者は、告知部 36B の表示により処置進行の様子を確認できる。

[0108] なお、上記比率 Q/Q_{set} の術者への告知は、術者が認識可能であれば、表示部 36 の告知部 36B に限られるものではなく、音（音声情報、メロディの種類、周波数の変化）、または、振動強度等により告知する告知部であってもよい。

[0109] <第 4 実施形態>

次に、第 4 実施形態の処置システム 1F 等について説明する。処置システム 1F 等は、処置システム 1、1D 等と類似しているので、同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

[0110] 処置システム 1F の処置具 2F は、処置面 11SA、11SB を介して高周波電力エネルギー（HF エネルギー）と熱エネルギー（TH エネルギー）とを順に生体組織 LT に印加する。

[0111] HF エネルギーは、生体組織の細胞膜を破壊することによってタンパク質をはじめとする高分子化合物を含んだ細胞内成分を放出し、コラーゲンをはじめとする細胞外成分と均一化させる作用を有する。また、HF エネルギーは、生体組織の温度を上昇させる作用も有する。そして、生体組織の均一化および温度上昇により、その後に行われる熱エネルギーの印加による、脱水処置および生体組織の接合が促進されている。

[0112] 図 14 に示すように、処置システム 1F の処置具 2F の金属からなる伝熱体は電極 12 としての機能も有する。そして、処置具制御装置である本体部 3F は、第 1 電源である高周波電力（HF）電源 30A と、第 2 電源である発熱用電力（TH）電源 30B と、HF センサ 31A と、TH センサ 31B と、設定部 32 と、算出部 33 と、制御部 34 と、を具備する。

[0113] HF 電源 30A は、第 1 電力である高周波電力（HF）を出力する。TH 電源 30B は、第 2 電力である発熱用電力（TH）を出力する。なお、HF

電源 30A と TH 電源 30B とは同時に電力を出力することはないため、一つの共用電源であってもよい。この場合には、HF センサ 31A と TH センサ 31B も共用でよい。

[0114] 第 1 検出部である HF センサ 31A は、HF の出力値（電圧および電流）を検出する。第 2 検出部である TH センサ 31B は、TH の出力値（電圧および電流）を検出する。

[0115] <処置システムの作動方法>

図 15 に示すように、処置システム 1F では、HF エネルギーの印加終了後に、TH エネルギーの印加が開始される（時間 $t = t_1$ ）。そして、制御部 34 は、加熱量 Q で定義される組織温度 T_2 の時間積分値にもとづき、処置終了（時間 $t = t_2$ ）を制御する。

[0116] すなわち、HF エネルギー印加による高周波電力エネルギー加熱量（第 1 加熱量） Q_1 と、TH エネルギー印加による熱エネルギー加熱量（第 2 加熱量） Q_2 との加算値である合計加熱量 Q_T が、予め設定された加熱量設定値 Q_{set} 以上になる（時間 $t = t_2$ ）と、制御部 34 は TH 電源 30B が TH エネルギー印加を終了するように制御する。すなわち、

[0117] $Q_{set} \leq Q_1 + Q_2 \quad \dots \text{ (式 4)}$

[0118]

$$Q_1 = \int_{t_0}^{t_1} T_2 dt$$

$$Q_2 = \int_{t_1}^{t_2} T_2 dt$$

[0119] 次に図 16 のフローチャートに沿って、処置システム 1F の作動方法について詳細に説明する。

[0120] <ステップ S31>

例えば、以下のような処置条件が、設定操作部 35 を含む設定部 32 により設定される。

[0121] HF 出力設定値 P_{set} : 60W

HF 終了インピーダンス Z_{set} : 120Ω

素子温度設定値 T_{set} : 180°C

加熱量設定値 Q_{set} : 1000°C 秒

[0122] なお、素子温度設定値 T_{set} は、HF印加終了時の組織温度 ($100^{\circ}\text{C} \pm 30^{\circ}\text{C}$) よりも高い 70°C 超、例えば 100°C 超に設定される。

[0123] また、処置システム 1 D 等と同じように、下限温度 T_{min} および上限温度 T_{max} も設定され、制御部 34 は、下限温度 T_{min} および上限温度 T_{max} に基づいた制御を行う。しかし、その制御は処置システム 1 D 等と同じであるので、説明は省略する。

[0124] なお、設定部 32 が一对の挟持部 11 に挟持された生体組織 L T の特性に応じて加熱量設定値 Q_{set} を自動的に設定してもよい。

[0125] 例えば、生体組織 L T が挟持された一对の挟持部 11 A、11 B の間隔 G、および、HF の初期インピーダンスの少なくともいずれかにもとづき加熱量設定値 Q_{set} が自動的に設定される。

[0126] 間隔 G は被処置体である生体組織 L T の大きさの情報である。HF の初期インピーダンスは、生体組織 L T の水分量を含む組織情報である。また、HF の初期インピーダンスとして、インピーダンス最小値、または、インピーダンスが所定値以下の時間、等を用いることができる。

[0127] さらに、術者が設定操作部 35 により術式を選択すると、一連の処置の処置条件が設定部 32 により設定され、例えば処置 A が終わると設定部 32 は、自動的に処置 B の処置条件を設定してもよい。例えば、術式が、「肺葉切除術」の場合には、(処置 A) 肺葉動脈封止と、(処置 B) 肺葉静脈封止と、(処置 C) 肺葉気管支封止と、(処置 D) 肺葉間の実質臓器封止とが連続的に順に行われる場合に、術者が術式を選択するだけで一連の (処置 A) ~ (処置 D) の処置条件が設定されるため、操作性がよい。

[0128] <ステップ S 32>

処置対象の生体組織 L T は、第 1 挟持部 11 A の処置面 11 S A と第 2 挟持部 11 B の処置面 11 S B との間に押圧状態で挟持される。

[0129] <ステップ S 33>

処置部 10 に生体組織 LT を挟持した状態で、術者がフットスイッチ 4 を足で押圧操作する。すると、制御部 34 は処置を開始する。すなわち、制御部 34 は、まず、HF 電源 30A が高周波電力 (HF) を出力するように制御する。HF は、ケーブル 2L を介して処置具 2 の電極 12A、12B に伝達される。すると、電極 12A、12B に挟持されている生体組織 LT に高周波電力が印加され、生体組織 LT はジュール熱により加熱される。

[0130] すなわち、HF エネルギーは、電極 12A と電極 12B と間の HF の通電経路にある生体組織自体を発熱させる。このため、HF エネルギー印加工程では、厚さの厚い生体組織 LT であっても中心部まで温度ムラを生じることなく、組織温度 T2 が上昇する。なお、処置部 10 は発熱しないが、発熱した生体組織 LT からの伝熱により素子温度 T1 も上昇する。

[0131] 制御部 34 は、HF センサ 31A が検出した HF の電流および電圧にもとづいて、HF の出力値 P1 を、HF 出力設定値 Pset、例えば 60W で、定電力制御する。

[0132] <ステップ S34>

算出部 33 は、組織温度 T2 を生体組織 LT に挿入された温度センサ 19、または赤外線センサ等によって測定し、組織温度 T2 の時間積分値 (積算値) である高周波電力加熱量 (第 1 加熱量) Q1 を算出する。

[0133] ここで、図 15 に示したように、HF エネルギー印加時の組織温度 T2 は、初期に急激に増加した後は、生体組織 LT が水を含むため一定とみなすことができる。すなわち、エネルギーが印加されても水を含む生体組織 LT の温度は、例えば大気圧では一定温度である沸点 (100℃) 近傍の温度、例えば 100℃±30℃に保持される。

[0134] このため、処置開始後、時間 t までの第 1 加熱量 Q1 は、センサ等を用いることなく、以下の (式 5) により算出してもよい。

[0135] $Q1 \div T2 \times t \div 100^{\circ}\text{C} \times t \dots (\text{式 } 5)$

[0136] さらに、算出部 33 による第 1 加熱量 Q1 の算出 (ステップ S34) は、後述するステップ S36 の後に、以下の (式 6) を用いて行われてもよい。

[0137] $Q1 = 100^{\circ}\text{C} \times t1 \cdots$ (式6)

ただし、 $t1$; HFエネルギー印加時間

[0138] 以上の説明のように、S34では、HFを定電力制御しHFエネルギーを印加しながら、組織温度 $T2$ を所定の一定温度 (100°C) とみなして時間積分値である第1加熱量 $Q1$ が算出されてもよい。

[0139] <ステップS35>

処置システム1Fでは、HFエネルギー印加を開始すると、HFセンサ31Aが検出するHFの電圧および電流からインピーダンス Z が算出部33により算出される。

[0140] 処置の進行にともなう生体組織LTの変性にともなう脱水等により、インピーダンス Z は上昇する。制御部34は、インピーダンス Z が設定された、HF終了インピーダンス Z_{set} 以上になるまで (No)、S33からの処置を行う。

[0141] <ステップS36>

制御部34は、インピーダンス Z が設定された、HF終了インピーダンス Z_{set} 以上になったら、(YES)、S26において、HF電源30Aを制御しHFの出力を終了する ($t = t1$)。

[0142] すなわち、HFのインピーダンス Z にもとづいて、HFの出力が終了する。

[0143] <ステップS37>

制御部34は、HFエネルギーにかえてTHエネルギーを生体組織LTに印加する制御を開始する。

[0144] THエネルギー印加では、制御部34は、処置部10の素子温度 $T1$ にもとづき、TH電源30Bの出力値 $P2$ を定温制御する。言い換えれば、発熱素子13は、S31で設定された素子温度設定値 T_{set} となるように制御される。THは直流でも高周波でもよく、高周波の場合の周波数はHFと同じでもよい。

[0145] なお、制御部34は処理システム1等と同じように、組織温度 $T2$ にもと

づき、 T_H 電源30Bの出力値 P_2 を定温制御してもよい。

[0146] 電極12から生体組織LTに印加される高周波電力(HF)は、ジュール熱として生体組織LTを加熱するのに対して、発熱用電力(T_H)は、直接、熱エネルギーを生体組織LTに伝熱する。処置面11Sを介して生体組織LTに伝熱される熱(T_H)エネルギーは、素子温度設定値 T_{set} に応じて、生体組織LTの変性状態、例えば水分量等によらず、組織温度 T_2 を100℃超の温度まで加熱できる。

[0147] <ステップS38>

算出部33は、組織温度 T_2 の時間積分値である第2加熱量(熱エネルギー加熱量) Q_2 を算出する。すなわち、S38では、素子温度測定部39(不図示)が T_H を電気抵抗Rから素子温度 T_1 を算出し、素子温度 T_1 にもとづき定温制御し生体組織LTに熱エネルギーを印加する。そして、第1算出部33Aが電源30Bの出力値をもとに、記憶部38(不図示)に記憶された第2の表または第2の式を用いて、温度差 ΔT を推定する。第2の表および第2の式は、 T_H 電力が印加された発熱素子の温度 T_{1B} と T_H エネルギーが印加された生体組織の温度(組織温度) T_2 との温度差 ΔT_2 を、 T_H 電源の出力値 P_2 をもとに推定するための、実験に基づき予め取得されている表または式である。

[0148] <ステップS39>

制御部34は、組織温度 T_2 が、上限温度 T_{max} 超になった場合には、処置を中止する。

[0149] <ステップS40>

算出部33は、組織温度 T_2 の時間積分値である第2加熱量 Q_2 が算出する。さらに、算出部33は、第1加熱量 Q_1 と第2加熱量 Q_2 とを加算した合計加熱量 Q_T を算出する。

[0150] <ステップS41>

制御部34は、合計加熱量 Q_T が、加熱量設定値 Q_{set} 以上になる(YES)と、 T_H 電源30Bを制御し、 T_H の出力を終了する($t = t_2$)。

すなわち、加熱量設定値 Q_{set} と合計加熱量 Q_T とにもとづき、 T_H の出力が終了する。

[0151] ここで、第 1 加熱量 Q_1 は、S 36 以降の工程では、すでに算出されており増減しないため、制御部 34 は、以下の（式 7）で示される加熱残量 ΔQ がゼロになったら T_H の出力を終了してもよい。

$$\text{加熱残量 } \Delta Q = \text{加熱量設定値 } Q_{set} - \text{第 1 加熱量 } Q_1 - \text{第 2 加熱量 } Q_2 \\ \dots \text{（式 7）}$$

[0152] なお、合計加熱量 Q_T または加熱残量 ΔQ は、制御部 34 が算出してもよい。また、HF 印加工程においては加熱量 Q を算出しないで、 T_H 印加工程においてのみ加熱量 Q を算出してもよい。

[0153] 処置システム 1 F 等は、エネルギーの印加時間、すなわちエネルギー印加終了が、生体組織温度 T_2 の加熱量 Q を用いて制御されるため、良い処置結果を容易に得られる。このため、処置システム 1 F 等は操作性がよい。

[0154] なお、上記説明では、最初に印加される第 1 エネルギーが高周波電力エネルギーで、次に印加される第 2 エネルギーが熱エネルギーの場合について説明した。しかし、第 1 エネルギーが、高周波電力エネルギー、熱エネルギー、光エネルギー、および、超音波エネルギーのいずれかのエネルギーで、第 2 エネルギーが、第 1 エネルギーと異なるいずれかのエネルギーであれば、同様の効果を得られる。

[0155] すなわち、処置具が生体組織に、熱エネルギー、超音波エネルギー、光エネルギー、および、高周波電力エネルギーから選択される 2 以上の前記処置エネルギーを順に印加し、制御部が、少なくともいずれかの処置エネルギーの出力の減少または終了を前記加熱量に基づいて行う処置システムは、処置システム 1 E と同様の効果を有する。

[0156] 例えば、HF エネルギーの印加により血管を止血した後に超音波エネルギーの印加により血管を切離する処置システムでも、処置システム 1 D と同様の制御を行うことで同様の効果を有する。

[0157] また、一对の挟持部 11 に生体組織 L_T が把持されるバイポーラ処置具について説明したが、モノポーラ処置具であっても、同様に合計加熱量 Q_T を

基準に制御される処置システムであれば良い処置結果を容易に得られる。

[0158] 本発明は上述した実施形態等に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等ができる。

[0159] 本出願は、2013年8月2日に米国に出願された出願番号61／861、683を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

符号の説明

- [0160] 1、1A～1F . . . 処置システム
2 . . . 処置具
3 . . . 本体部（処置具制御装置）
13 . . . 発熱素子
19 . . . 温度センサ
30 . . . 電源
33 . . . 算出部
33A . . . 第1算出部
33B . . . 第2算出部
34 . . . 制御部
39 . . . 素子温度測定部

請求の範囲

- [請求項1] 生体組織に処置エネルギーを印加する出力部を有する処置具と、
前記出力部の温度を測定する温度測定部と、
前記処置エネルギーのための電力を発生する電源と、
前記電力が印加された前記出力部の温度と前記処置エネルギーが印加された前記生体組織の温度との温度差を前記電源の出力値をもとに推定するために予め記憶された表または式を用いて、前記温度差を推定する第1算出部と、
前記温度測定部が測定した前記出力部の温度と、前記第1算出部が推定した前記温度差とから、前記生体組織の温度を推定する第2算出部と、
前記第2算出部が推定した生体組織の温度にもとづいて、前記電源を制御する制御部と、を具備することを特徴とする処置システム。
- [請求項2] 前記処置エネルギーが、熱エネルギー、超音波エネルギー、光エネルギー、および、高周波電力エネルギー、の少なくともいずれかであることを特徴とする請求項1に記載の処置システム。
- [請求項3] 前記制御部が、前記第2算出部が推定した前記生体組織の温度が所定の上限温度超にならないように前記電源を制御することを特徴とする請求項2に記載の処置システム。
- [請求項4] 前記処置エネルギーが、熱エネルギーであり、
前記出力部が前記電力を前記熱エネルギーに変換する発熱素子であることを特徴とする請求項3に記載の処置システム。
- [請求項5] 前記制御部が、前記生体組織の温度の時間積分値である加熱量が、所定の加熱量設定値以上になったら、前記電力の出力を減少または終了するように前記電源を制御することを特徴とする請求項4に記載の処置システム。
- [請求項6] 前記処置具が前記生体組織に、熱エネルギー、超音波エネルギー、光エネルギー、および、高周波電力エネルギーから選択される2以上の処置エ

エネルギーを順に印加することを特徴とする請求項2に記載の処置システム。

[請求項7] 前記第1算出部が、前記電源の出力値および前記出力部の温度をもとに前記温度差を推定するために予め記憶された表または式を用いて、前記温度差を推定することを特徴とする請求項1に記載の処置システム。

[請求項8] 生体組織に処置エネルギーを印加する出力部を有する処置具を制御する処置具制御装置であって、

前記処置エネルギーのための電力を発生する電源と、

前記出力部の温度を測定する温度測定部と、

前記電力が印加された前記出力部の温度と前記処置エネルギーが印加された前記生体組織の温度との温度差を前記電源の出力値をもとに推定するために予め記憶された表または式を用いて、前記温度差を推定する第1算出部と、

前記温度測定部が測定した前記出力部の温度と、前記第1算出部が推定した前記温度差とから、生体組織の温度を推定する第2算出部と、

前記第2算出部が推定した前記生体組織の温度にもとづいて、前記処置エネルギーのための電力を発生する電源を制御する制御部と、を具備することを特徴とする処置具制御装置。

[請求項9] 電源が電力の発生を開始することにより、処置具の出力部が生体組織を処置する処置エネルギーの発生を開始するステップと、

温度測定部が前記出力部の温度を測定するステップと、

前記電力が印加された前記出力部の温度と前記処置エネルギーが印加された前記生体組織の温度との温度差を前記電源の出力値をもとに推定するために予め記憶されている表または式を用いて、第1算出部が前記温度差を推定するステップと、

第2算出部が、前記温度測定部が測定した前記出力部の温度と、前

記第 1 算出部が推定した前記温度差とから、前記生体組織の温度を推定するステップと、

制御部が、前記第 2 算出部が推定した生体組織温度にもとづいて前記電源を制御するステップと、を具備することを特徴とする処置システムの作動方法。

[請求項10] 前記処置エネルギーが、熱エネルギー、超音波エネルギー、光エネルギー、および、高周波電力エネルギー、の少なくともいずれかであることを特徴とする請求項 9 に記載の処置システムの作動方法。

[請求項11] 前記制御部が、前記第 2 算出部が推定した前記生体組織の温度が所定の上限温度超えにならないように前記電源を制御することを特徴とする請求項 10 に記載の処置システムの作動方法。

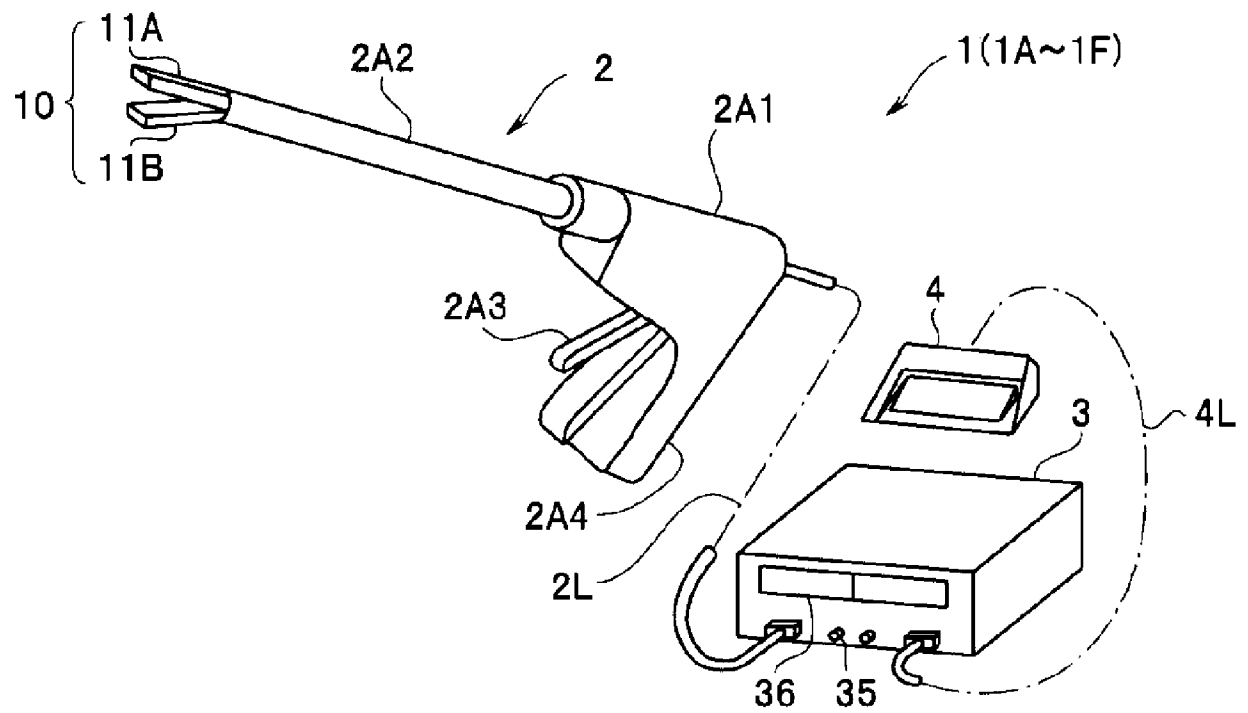
[請求項12] 前記処置エネルギーが、熱エネルギーであり、
前出力部が前記電力を前記熱エネルギーに変換する発熱素子であることを特徴とする請求項 10 に記載の処置システムの作動方法。

[請求項13] 前記制御部が、前記生体組織の温度の時間積分値である加熱量が、所定の加熱量設定値以上になったら、前記電力の出力を減少または終了するように前記電源を制御することを特徴とする請求項 12 に記載の処置システムの作動方法。

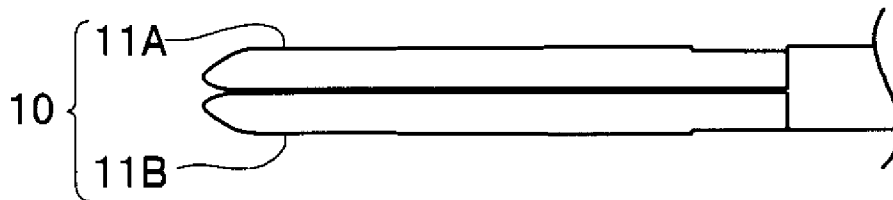
[請求項14] 前記処置具が前記生体組織に、熱エネルギー、超音波エネルギー、光エネルギー、および、高周波電力エネルギーから選択される 2 以上の前記処置エネルギーを順に印加することを特徴とする請求項 10 に記載の処置システムの作動方法。

[請求項15] 前記第 1 算出部が、前記電源の出力値および前記出力部の温度をもとに推定するために予め記憶された表または式を用いて、前記温度差を推定することを特徴とする請求項 9 に記載の処置システムの作動方法。

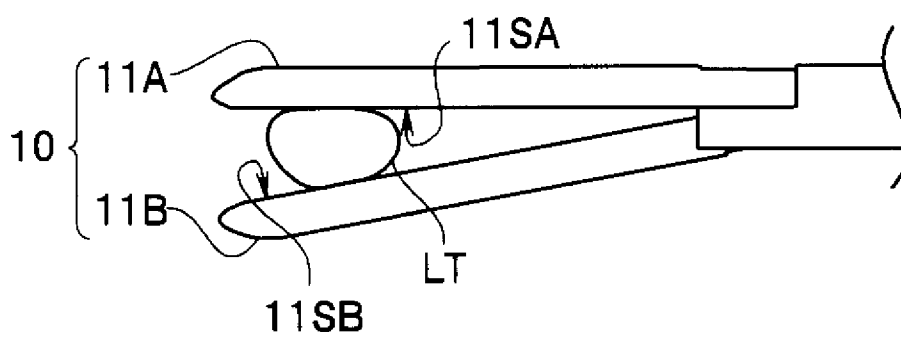
[図1]



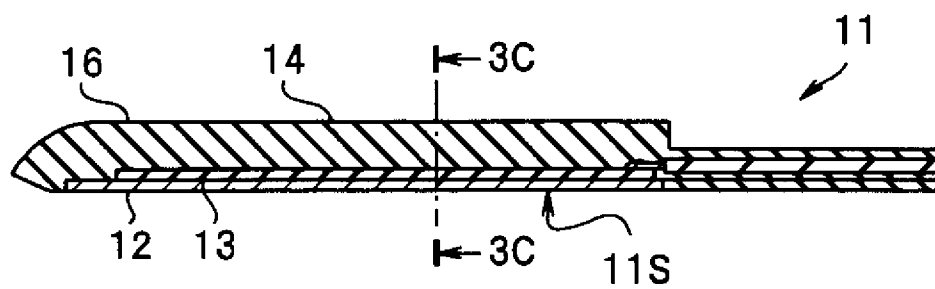
[図2A]



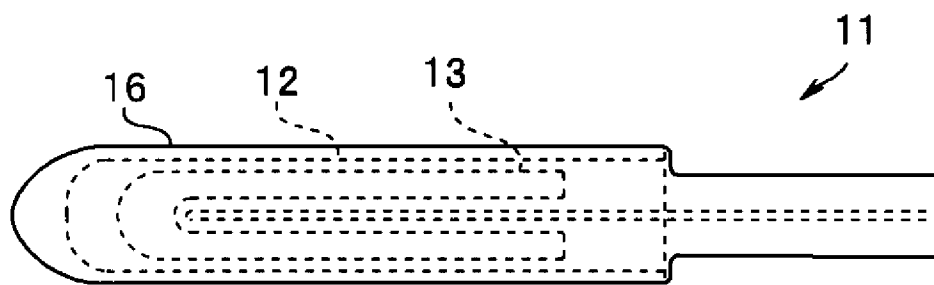
[図2B]



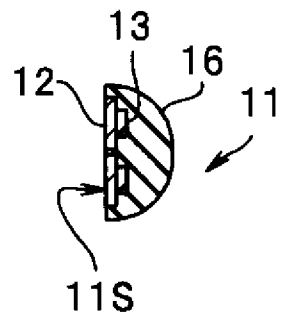
[図3A]



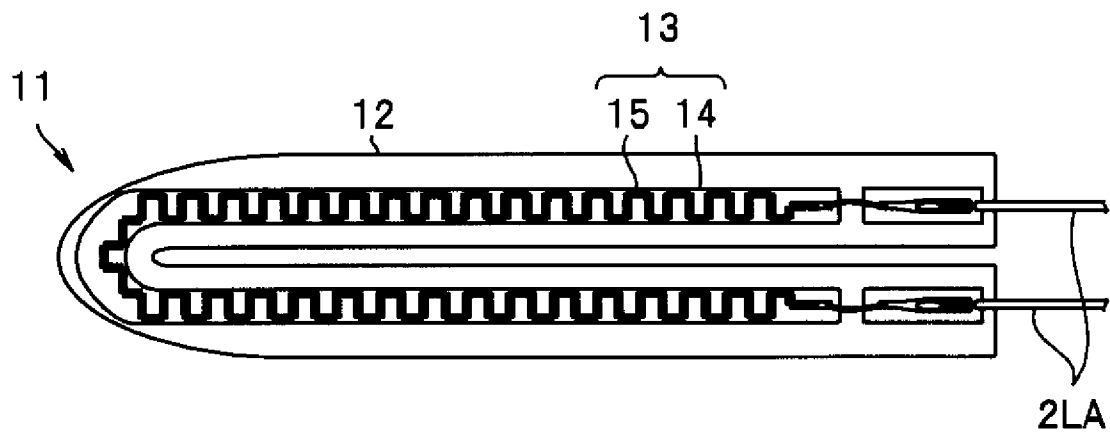
[図3B]



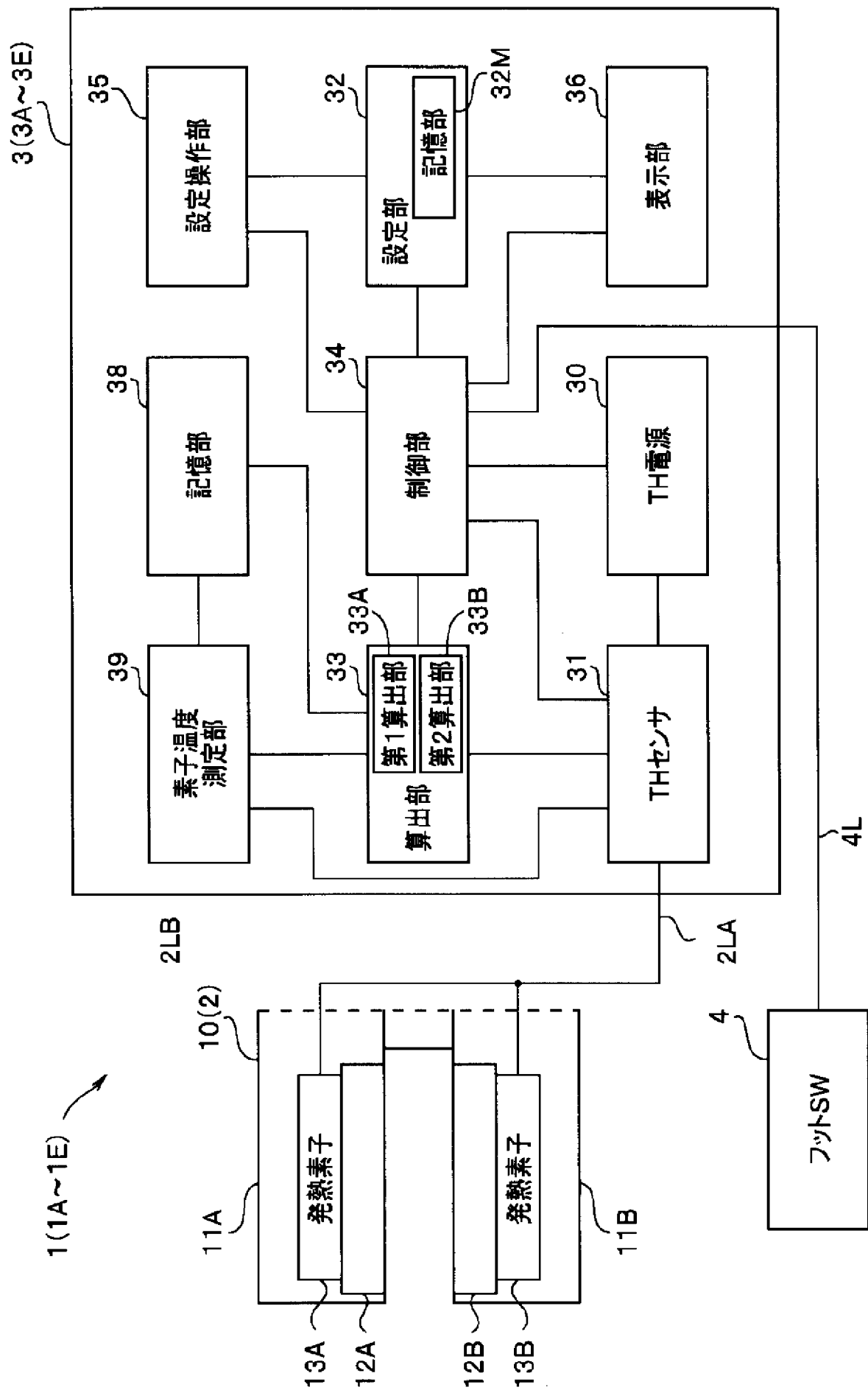
[図3C]



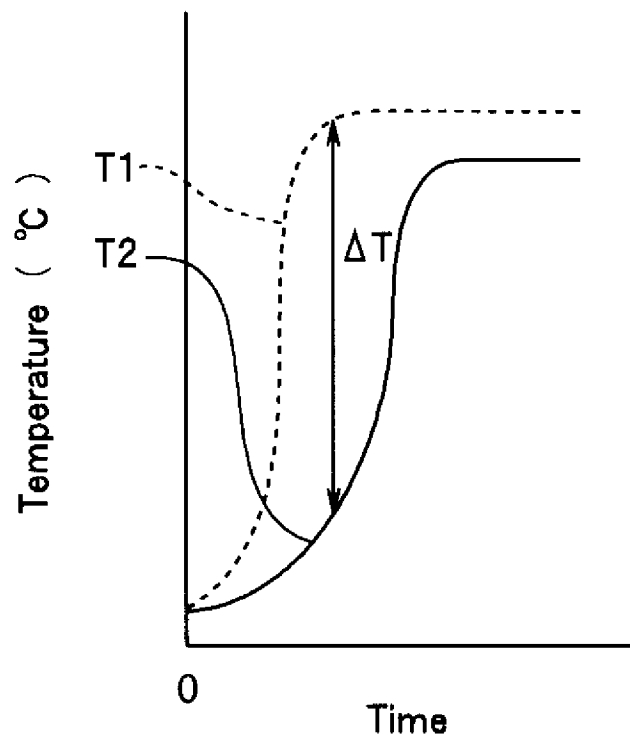
[図4]



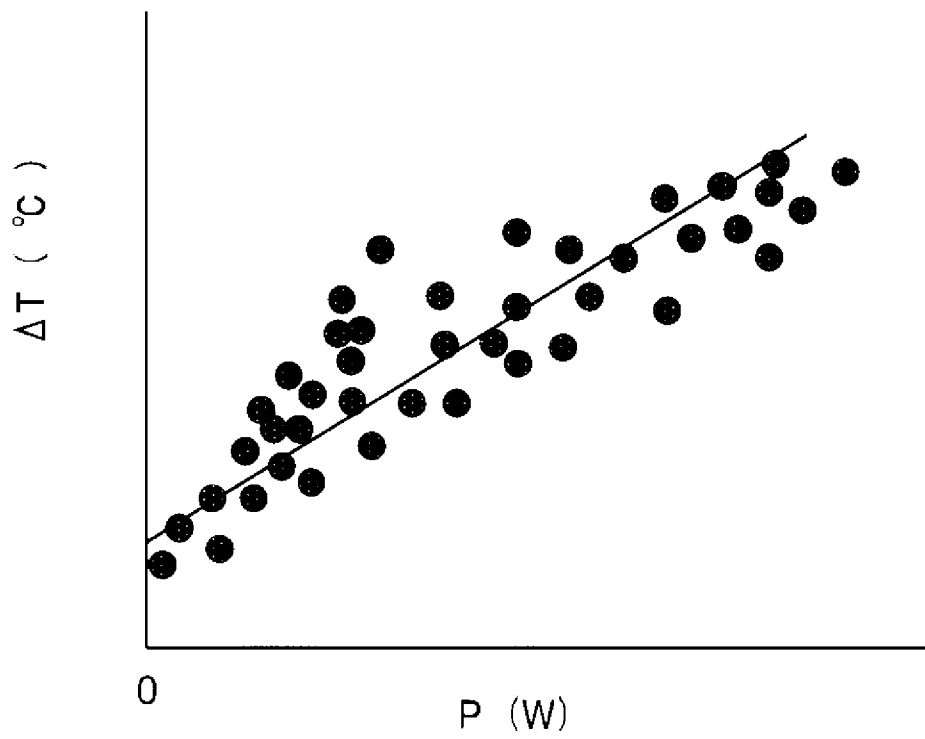
[図5]



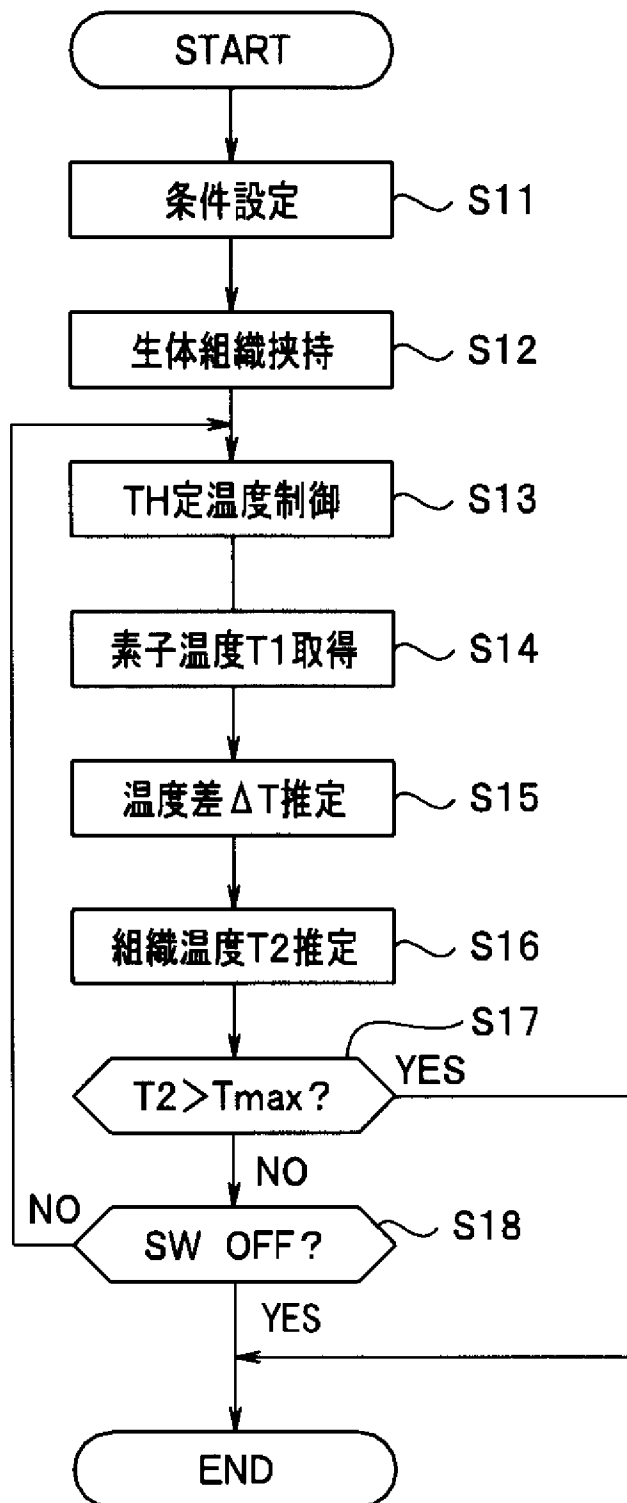
[図6]



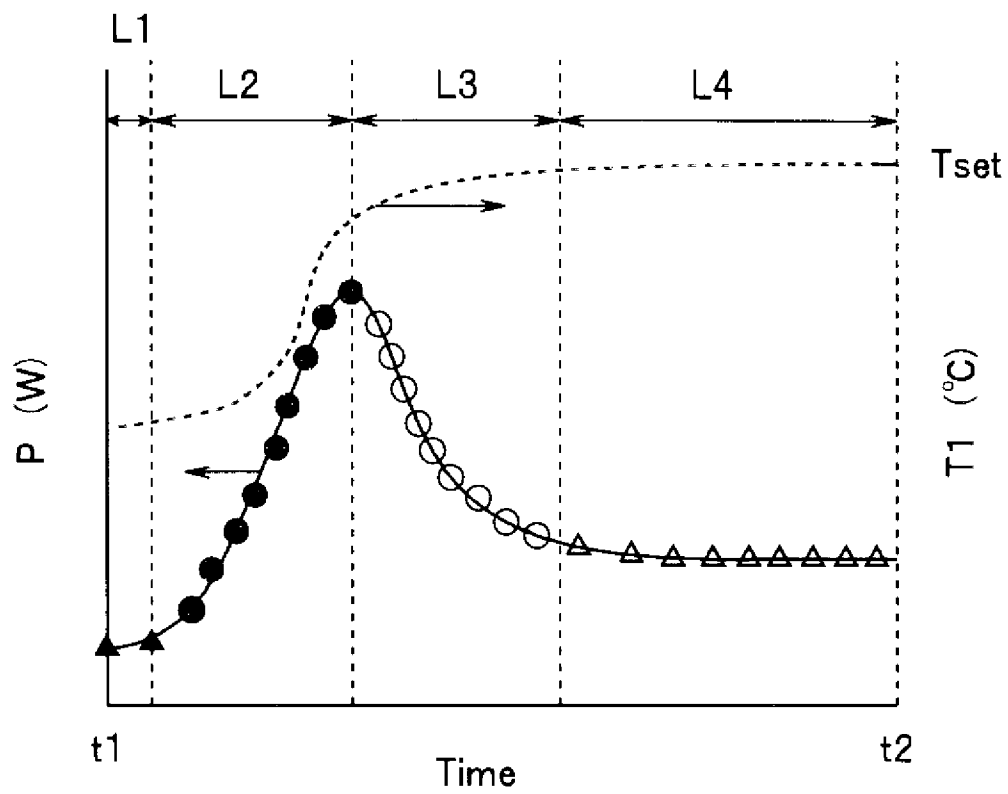
[図7]



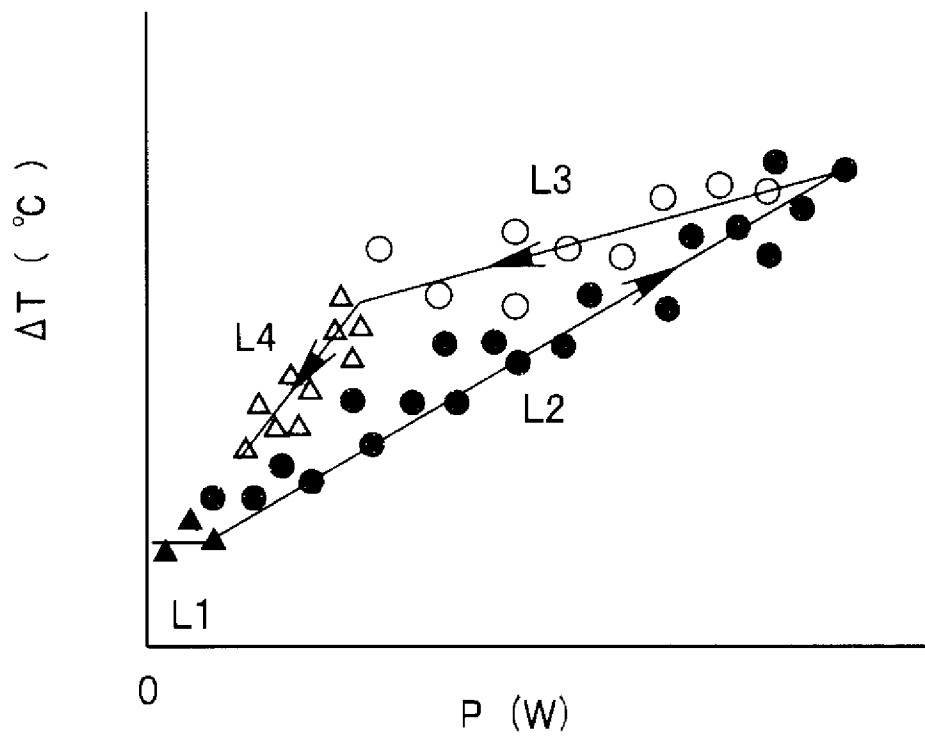
[図8]



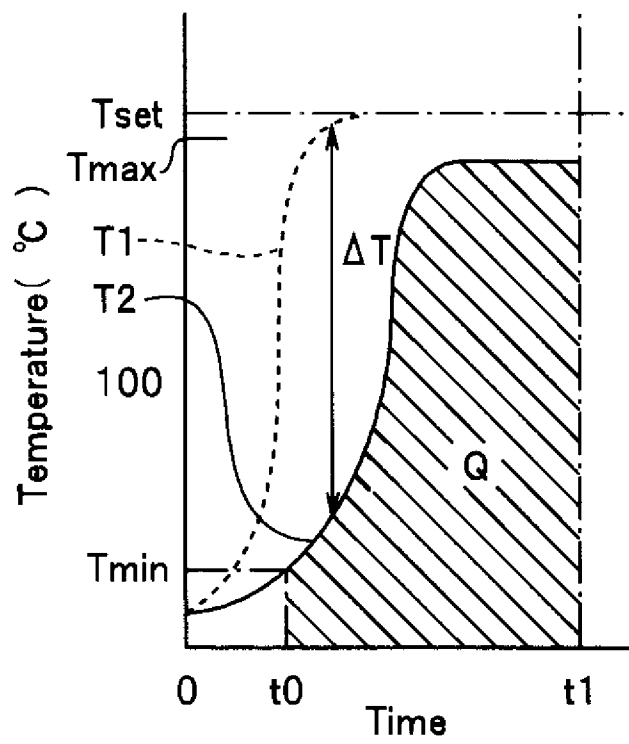
[図9]



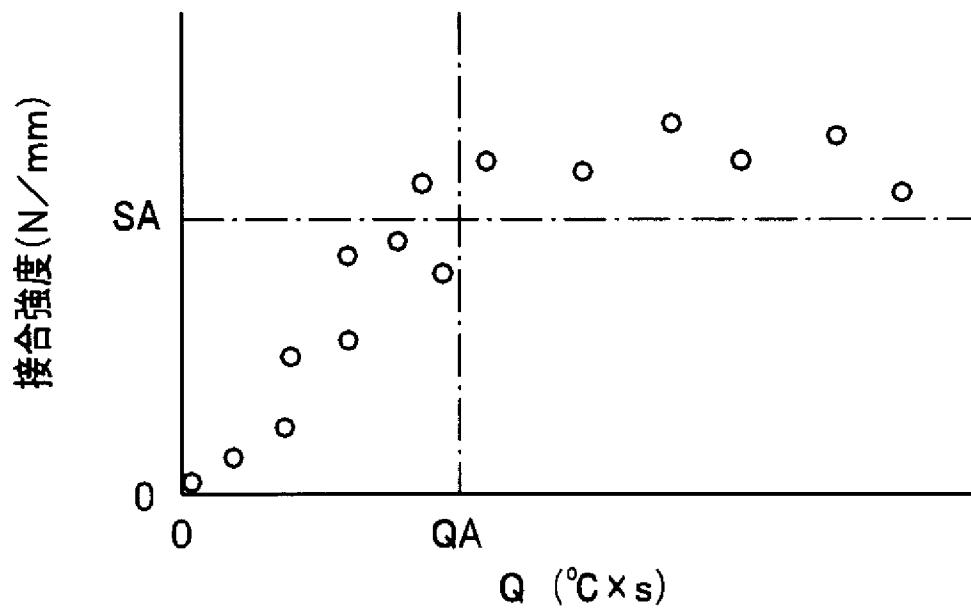
[図10]



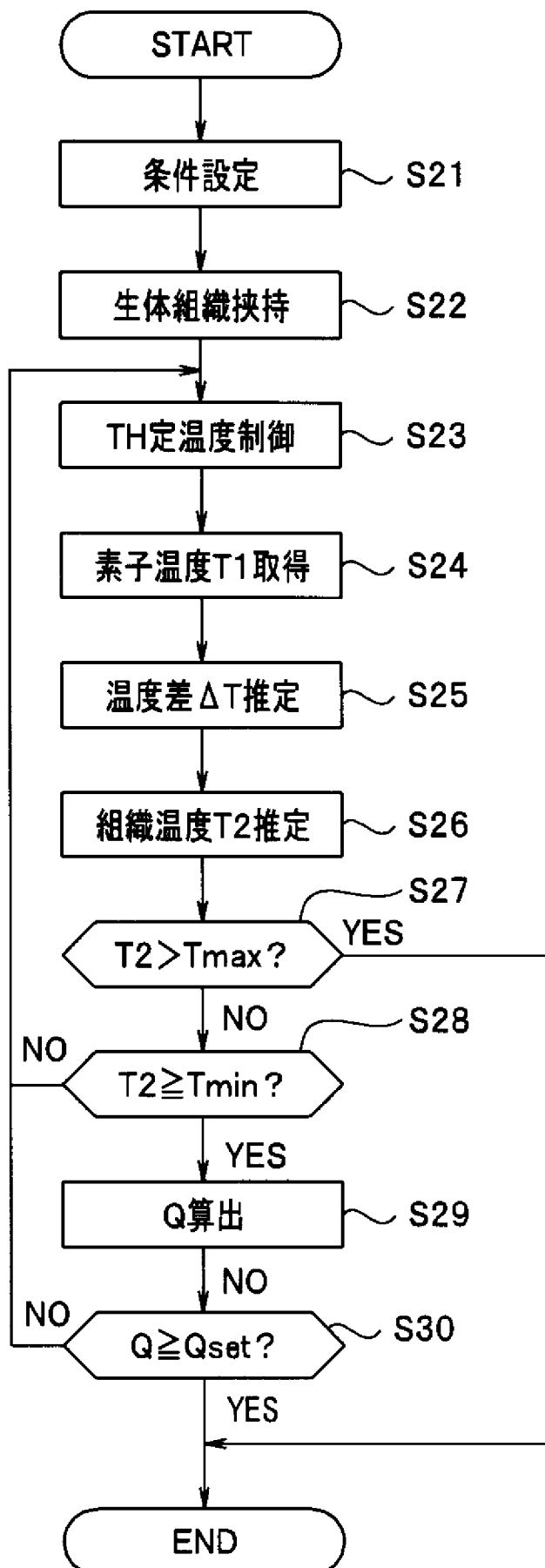
[図11]



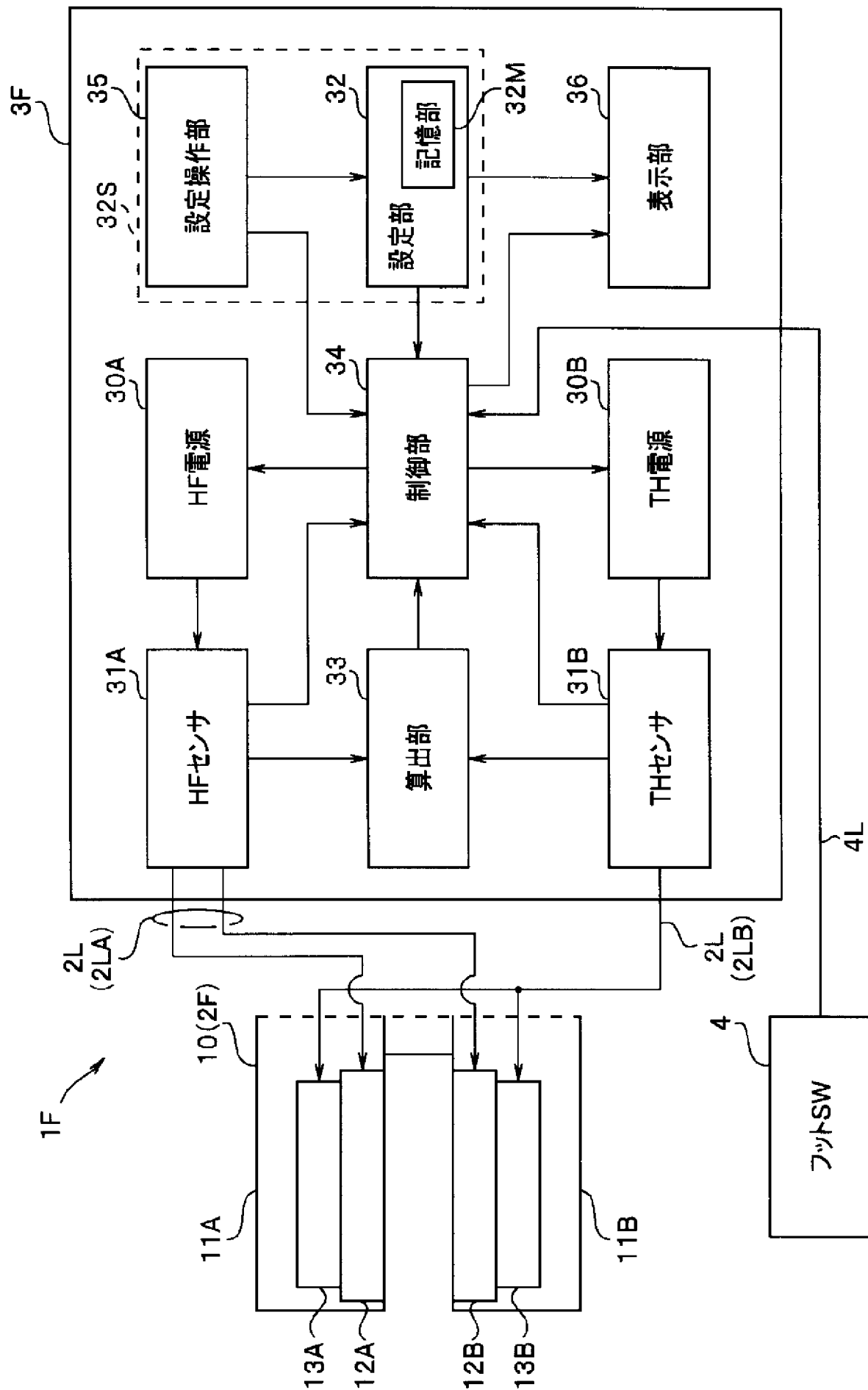
[図12]



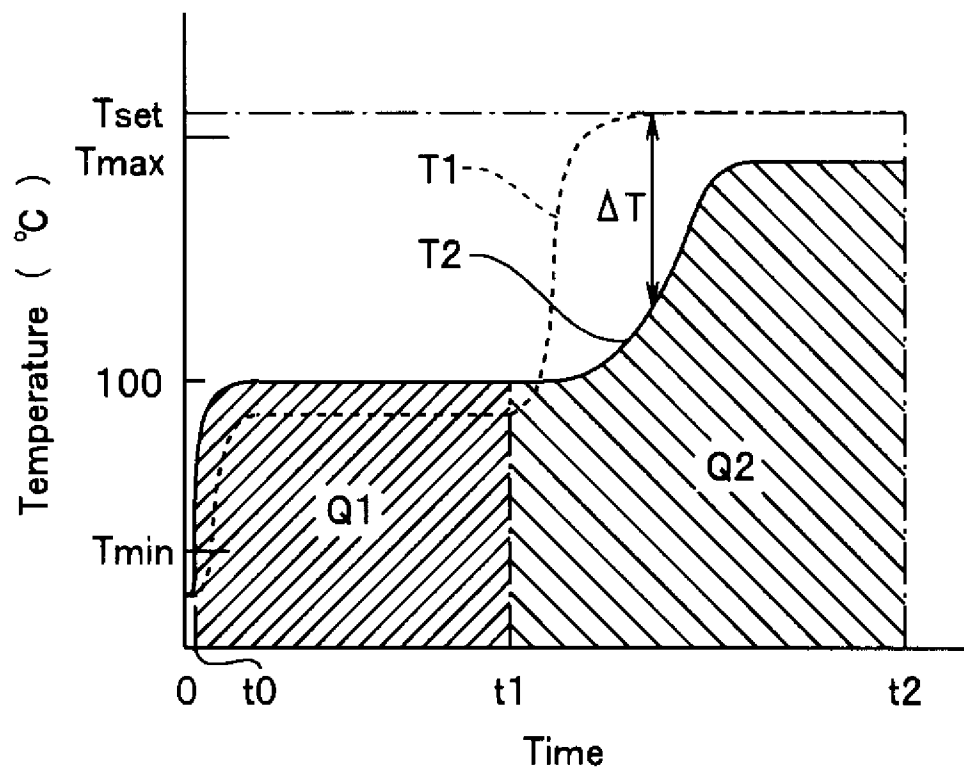
[図13]



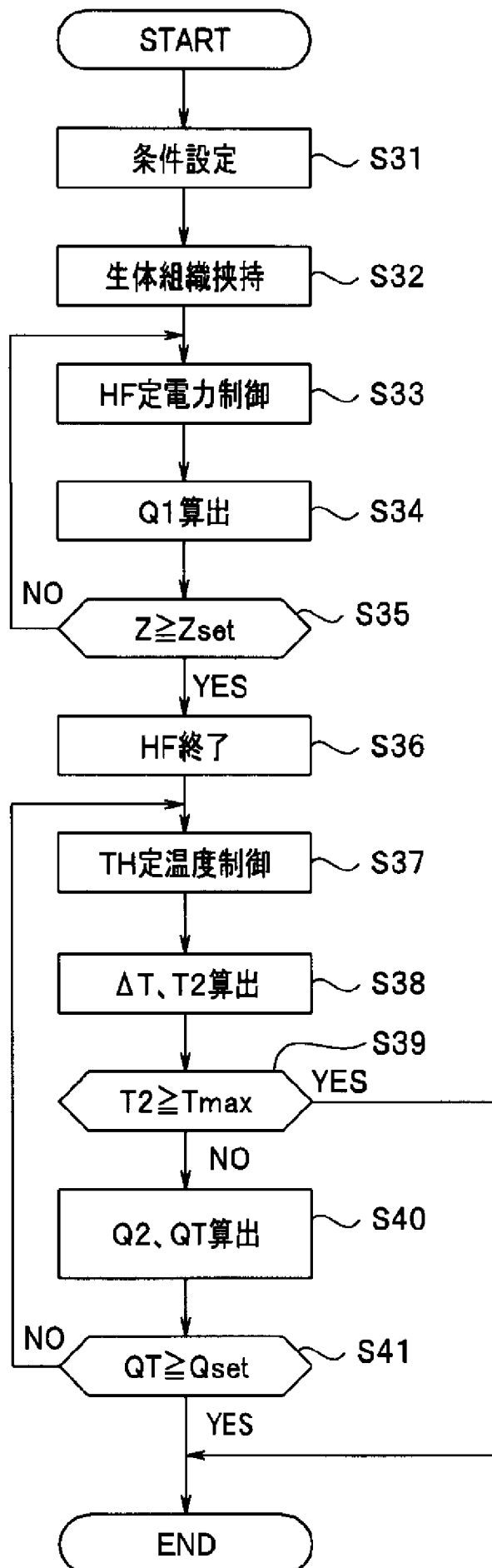
[図14]



[図15]



[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/070349

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 1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014

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 2006-68545 A (Boston Scientific Ltd.), 16 March 2006 (16.03.2006), paragraphs [0053], [0064] to [0067], [0106], [0107]; fig. 8 & US 5735846 A & US 5769847 A & US 5906614 A & US 6162184 A & WO 1996/034569 A1 & WO 1996/000036 A1 & WO 1996/000039 A1 & WO 1996/000043 A1	1-4, 7-12, 15 5, 6, 13, 14
Y	WO 2013/094326 A1 (Keio University), 27 June 2013 (27.06.2013), paragraphs [0007], [0034] (Family: none)	5, 13

☒ 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

29 August, 2014 (29.08.14)

Date of mailing of the international search report

09 September, 2014 (09.09.14)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/070349

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2012/071388 A2 (SECURUS MEDICAL GROUP INC.), 31 May 2012 (31.05.2012), paragraphs [0024], [0046], [0094] to [0098], [0127], [0172]; fig. 9A & US 2014/0012155 A1 & JP 2014-508547 A	5, 13
Y	WO 2013/088893 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 20 June 2013 (20.06.2013), paragraphs [0037], [0038] & JP 5425344 B & US 2013/0338659 A1	6, 14

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B18/12(2006.01)i		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. 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 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014年		
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 2006-68545 A (ボストン サイエントフィック リミテッド) 2006.03.16, [0053][0064]-[0067][0106][0107], 図8 & US 5735846 A	1-4, 7-12, 15
Y	& US 5769847 A & US 5906614 A & US 6162184 A & WO 1996/034569 A1 & WO 1996/000036 A1 & WO 1996/000039 A1 & WO 1996/000043 A1	5, 6, 13, 14
Y	WO 2013/094326 A1 (学校法人慶應義塾) 2013.06.27, [0007][0034] (ファミリーなし)	5, 13
☒ 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 29.08.2014	国際調査報告の発送日 09.09.2014	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 堀川 泰宏 電話番号 03-3581-1101 内線 3386	3 I 4 0 1 8

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	WO 2012/071388 A2 (SECURUS MEDICAL GROUP INC.) 2012.05.31, [0024][0046][0094]-[0098][0127][0172], 図 9A & US 2014/0012155 A1 & JP 2014-508547 A	5, 13
Y	WO 2013/088893 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.06.20, [0037][0038] & JP 5425344 B & US 2013/0338659 A1	6, 14