

(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
2012 年 6 月 21 日(21.06.2012)



(10) 国際公開番号
WO 2012/081515 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 18/04 (2006.01) *A61B 18/12* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/078543
- (22) 国際出願日: 2011 年 12 月 9 日(09.12.2011)
- (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 2010-278063 2010 年 12 月 14 日(14.12.2010) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): オリ
ンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION)
[JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4
3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 井出 隆之
(IDE, Takayuki) [JP/JP].
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et
al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門 1 丁目 1 2 番 9
号 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, 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, IS,
KE, KG, KM, 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, PE, PG, PH, PL, PT, QA,
RO, RS, RU, RW, 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, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシ
ア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).

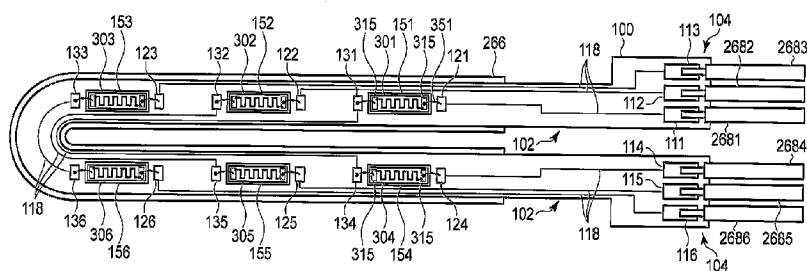
添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: TREATMENT DEVICE

(54) 発明の名称: 治療用処置装置

[図4]



(57) Abstract: A treatment device (210) is a device for heating and treating biological tissue. The treatment device (210) comprises heat transfer parts (266, 270), heat-emitting chips (300, 301, 302, 303, 304, 305, 306), and a flexible substrate (100). The heat transfer parts are configured so as to come into contact with the biological tissue and transfer heat to the biological tissue. The heat-emitting chips are disposed on the heat transfer parts in order to heat the heat transfer parts. The flexible substrate is bonded at one portion to a surface of the heat transfer parts where the heat-emitting chips are disposed, and the other portion thereof extends outside of the heat transfer parts. A heat emission wiring (118) for supplying power to the heat-emitting chips is formed on the flexible substrate.

(57) 要約: 治療用処置装置 (210) は、生体組織を加熱して治療するための装置である。治療用処置装置 (210) は、伝熱部 (266, 270) と、発熱チップ (300, 301, 302, 303, 304, 305, 306) と、フレキシブル基板 (100) とを有する。伝熱部は、前記生体組織に接触し該生体組織に熱を伝えるように構成されている。発熱チップは、前記伝熱部を加熱するために、前記伝熱部に配置されている。フレキシブル基板は、一部分で前記伝熱部の前記発熱チップが配置された面に接合し、他の部分が前記伝熱部の外部まで延在する。フレキシブル基板には、前記発熱チップに電力を供給する発熱用配線 (118) が形成されている。

WO 2012/081515 A1

明 細 書

発明の名称 : 治療用処置装置

技術分野

[0001] 本発明は、治療用処置装置に関する。

背景技術

[0002] 一般に、高周波エネルギーや熱エネルギーを用いて生体組織を治療する治療用処置装置が知られている。例えば特許文献1には、次のような治療用処置装置が開示されている。すなわち、この治療用処置装置は、処置対象である生体組織を把持する開閉可能な保持部を有している。この保持部の生体組織と接する部分には、高周波の電圧を印加するための高周波電極と、その高周波電極を加熱するためのヒータ部材とが配設されている。また、保持部には、カッタが備えられている。このような治療用処置装置の使用においては、まず、生体組織を保持部で把持し、高周波の電圧を印加する。更に、保持部材で生体組織を加熱することで、生体組織を吻合する。また、保持部に備えられたカッタにより、生体組織端部を接合した状態で切除することも可能である。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：日本国 特開2009-247893号公報

発明の概要

[0004] 前記した治療用処置装置において、保持部の高周波電極のような生体組織を加熱する伝熱部に取り付けられたヒータ部材等に電力を供給するリード線は、当該伝熱部が高温になるため、耐熱性を有する必要がある。また、そのリード線の取り回し方法は、伝熱部を含む保持部の小型化の要求のため、考慮が必要である。

[0005] そこで本発明は、保持部に電力を供給するリード線の、耐熱性及び取り回し方法が考慮された治療用処置装置を提供することを目的とする。

[0006] 前記目的を果たすため、本発明の一態様によれば、治療用処置装置は、生体組織を加熱して治療するための治療用処置装置であって、前記生体組織に接触し熱を伝えるように構成された伝熱部と、前記伝熱部を加熱するために、前記伝熱部に配置された発熱チップと、一部分で前記伝熱部の前記発熱チップが配置された面に接合し、他の部分が前記伝熱部の外部まで延在する、前記発熱チップに電力を供給する発熱用配線が形成されたフレキシブル基板と、を具備することを特徴とする。

[0007] 本発明によれば、フレキシブル基板を用いて保持部に電力を供給するので、保持部に電力を供給するリード線の耐熱性及び取り回し方法が考慮された治療用処置装置を提供できる。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]図1は、本発明の第1の実施形態に係る治療用処置システムの構成例を示す概略図である。

[図2A]図2Aは、第1の実施形態に係るエネルギー処置具のシャフト及び保持部の構成例を示す断面の概略図であり、保持部が閉じた状態を示す図である。

[図2B]図2Bは、第1の実施形態に係るエネルギー処置具のシャフト及び保持部の構成例を示す断面の概略図であり、保持部が開いた状態を示す図である。

[図3A]図3Aは、第1の実施形態に係る保持部の第1の保持部材の構成例の概略を示す平面図である。

[図3B]図3Bは、第1の実施形態に係る保持部の第1の保持部材の構成例を示す概略図であり、図3Aに示す3B-3B線に沿う縦断面図である。

[図3C]図3Cは、第1の実施形態に係る保持部の第1の保持部材の構成例を示す概略図であり、図3Aに示す3C-3C線に沿う横断面図である。

[図4]図4は、第1の実施形態に係る第1の高周波電極、フレキシブル基板、ヒータ部材、及び各種配線等の構成例を示す図である。

[図5A]図5Aは、各実施形態に係るヒータ部材の構成例の概略を示す上面図

である。

[図5B]図5Bは、各実施形態に係るヒータ部材の構成例の概略を示す図であって、図5Aに示す5B-5B線に沿う断面図である。

[図6]図6は、第1の実施形態に係るエネルギー源の構成例を示す図である。

[図7]図7は、第1の実施形態の変形例に係る第1の高周波電極、フレキシブル基板、ヒータ部材、及び各種配線等の構成例を示す図である。

[図8]図8は、第2の実施形態に係る第1の高周波電極、フレキシブル基板、ヒータ部材、及び各種配線等の構成例を示す図である。

[図9]図9は、第2の実施形態に係る第1の高周波電極、フレキシブル基板、ヒータ部材、及び各種配線等の別の構成例を示す図である。

[図10A]図10Aは、第3の実施形態に係る第1の高周波電極、フレキシブル基板、ヒータ部材、及び各種配線等の構成例を示す図である。

[図10B]図10Bは、第3の実施形態に係る第1の高周波電極、フレキシブル基板、ヒータ部材、及び各種配線等の構成例を示す断面図である。

発明を実施するための形態

[0009] 〔第1の実施形態〕

まず、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。本実施形態に係る治療用処置装置は、生体組織の治療に用いるための、生体組織に高周波エネルギーと熱エネルギーとを作用させる装置である。図1に示すように、治療用処置装置210は、エネルギー処置具212と、エネルギー源214と、フットスイッチ216とを備えている。

[0010] エネルギー処置具212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。エネルギー処置具212は、ハンドル222と、シャフト224と、保持部226とを有している。保持部226は、開閉可能であり、処置対象の生体組織を保持して、凝固、切開等の処置を行う処置部である。保持部226は、シャフト224の一端に配設されている。シャフト224の他端は、ハンドル222に接続している。ここでは説明のため、保持部226側を先端側と称し、ハンドル222側を基端側と

称することにする。ハンドル２２２は、術者が握り易い形状、例えば略Ｌ字状に形成されている。ハンドル２２２は、ケーブル２２８を介してエネルギー源２１４に接続されている。なお、ここで示したエネルギー処置具２１２の形状は、勿論一例であり、同様の機能を有していれば、他の形状でもよい。例えば、鉗子のような形状をしていてもよいし、シャフトが湾曲していてもよい。

[0011] エネルギー源２１４には、ペダル２１６ａを有するフットスイッチ２１６が接続されている。足で操作するフットスイッチ２１６は、手で操作するスイッチやその他のスイッチに置き換えてもよい。フットスイッチ２１６のペダル２１６ａを術者が操作することにより、エネルギー源２１４からエネルギー処置具２１２へのエネルギーの供給のＯＮ／ＯＦＦが切り換えられる。

[0012] ハンドル２２２は、保持部開閉ノブ２３２と、カッタ駆動ノブ２３４とを備えている。保持部開閉ノブ２３２は、後述するシャフト２２４のシース２４４の基端に連結されている。この保持部開閉ノブ２３２がハンドル２２２に対して近接および離隔すると、シース２４４がシャフト２２４の軸方向に沿って移動する。その結果、保持部２２６は、開閉動作をする。カッタ駆動ノブ２３４は、保持部開閉ノブ２３２に並設されており、後述するカッタ２５４を移動させるためのノブである。

[0013] 保持部２２６及びシャフト２２４の構造の一例を図２Ａ及び図２Ｂに示す。図２Ａは保持部２２６が閉じた状態を示し、図２Ｂは保持部２２６が開いた状態を示す。シャフト２２４は、筒体２４２とシース２４４とを備えている。筒体２４２は、その基端部でハンドル２２２に固定されている。シース２４４は、図２Ａ及び図２Ｂに示すように、筒体２４２の外周に、筒体２４２の軸方向に沿って摺動可能に配設されている。筒体２４２の先端部には、保持部２２６が配設されている。

[0014] 保持部２２６は、第１の保持部材２６２と、第２の保持部材２６４とを備えている。第１の保持部材２６２および第２の保持部材２６４は、それぞれ全体的に絶縁性を有することが好ましい。第１の保持部材２６２は、第１の

保持部材本体 272 と、この第 1 の保持部材本体 272 の基端側に設けられた基部 274 とを一体的に備えている。同様に、第 2 の保持部材 264 は、第 2 の保持部材本体 276 と、この第 2 の保持部材本体 276 の基端側に設けられた基部 278 とを一体的に備えている。第 1 の保持部材 262 の基部 274 は、シャフト 224 の筒体 242 の先端部に固定されている。一方、第 2 の保持部材 264 の基部 278 は、シャフト 224 の筒体 242 の先端部に、シャフト 224 の軸方向に対して直交する方向に配設されている支持ピン 280 によって、回動可能に支持されている。したがって、第 2 の保持部材 264 は、支持ピン 280 の軸回りに回動し、第 1 の保持部材 262 に対して開いたり閉じたりする。

[0015] 第 1 の保持部材 262 及び第 2 の保持部材 264 の外表面形状は、滑らかな曲面である。その形状は、第 2 の保持部材 264 が第 1 の保持部材 262 に対して閉じた状態では、第 1 の保持部材本体 272 及び第 2 の保持部材本体 276 を合わせた断面が、略円形または略楕円状となる。また、閉じた状態では、第 1 の保持部材 262 の基部 274 及び第 2 の保持部材 264 の基部 278 の断面形状も、略円形または略楕円状となる。ここで、第 1 の保持部材本体 272 及び第 2 の保持部材本体 276 の径の方が、第 1 の保持部材 262 の基部 274 及び第 2 の保持部材 264 の基部 278 の径よりも大きく形成されている。すなわち、第 1 の保持部材本体 272 と第 1 の保持部材 262 の基部 274 との間には、段差 282 a が形成されており、第 2 の保持部材本体 276 と第 2 の保持部材 264 の基部 278 との間には、段差 282 b が形成されている。

[0016] 第 2 の保持部材 264 は、第 1 の保持部材 262 に対して開くように、例えば板バネなどの弾性部材 280 a により付勢されている。シース 244 を、筒体 242 に対して先端側にスライドさせ、シース 244 によって第 1 の保持部材 262 の基部 274 及び第 2 の保持部材 264 の基部 278 を覆うと、図 2 A に示すように、弾性部材 280 a の付勢力に抗して、第 1 の保持部材 262 及び第 2 の保持部材 264 は閉じる。一方、シース 244 を、筒

体 2 4 2 の基端側にスライドさせると、図 2 B に示すように、弾性部材 2 8 0 a の付勢力によって第 1 の保持部材 2 6 2 に対して第 2 の保持部材 2 6 4 は開く。

[0017] 図 2 A 及び図 2 B に示すように、筒体 2 4 2 には、筒体 2 4 2 の軸方向に沿って凹部 2 4 6 が形成されている。この凹部 2 4 6 には、後述する第 1 の高周波電極 2 6 6 に接続される第 1 の高周波電極用通電ライン 2 6 6 b と、フレキシブル基板 1 0 0 を介して発熱部材であるヒータ部材 3 0 0 に接続される複数のヒータ部材用通電ライン 2 6 8 とが配設されている。また、筒体 2 4 2 には、同様に、後述する第 2 の高周波電極 2 7 0 に接続される第 2 の高周波電極用通電ライン 2 7 0 b と、フレキシブル基板 1 0 0 を介して発熱部材であるヒータ部材 3 0 0 に接続される複数のヒータ部材用通電ライン 2 6 9 とが挿通されている。

[0018] 筒体 2 4 2 の内部には、駆動ロッド 2 5 2 が、筒体 2 4 2 の軸方向に沿って移動可能に配設されている。駆動ロッド 2 5 2 の先端側には、薄板状のカッタ 2 5 4 が配設されている。カッタ 2 5 4 の先端側は、自由端となっており、そこには刃 2 5 4 a が形成されている。カッタ 2 5 4 の基端側は駆動ロッド 2 5 2 に固定されている。このカッタ 2 5 4 の先端側と基端側との間には、長溝 2 5 4 b が形成されている。この長溝 2 5 4 b には、シャフト 2 2 4 の軸方向及びカッタ 2 5 4 の面方向に対して直交する方向に延びており筒体 2 4 2 に固定されている移動規制ピン 2 5 6 が通っている。カッタ 2 5 4 が固定されている駆動ロッド 2 5 2 の基端側は、カッタ駆動ノブ 2 3 4 と接続している。カッタ駆動ノブ 2 3 4 を操作すると、駆動ロッド 2 5 2 を介してカッタ 2 5 4 は、筒体 2 4 2 の軸方向に沿って移動させられる。ここで、カッタ 2 5 4 は、移動規制ピン 2 5 6 と長溝 2 5 4 b とに規制されて移動する。なお、カッタ 2 5 4 の長溝 2 5 4 b の一端と、他端と、一端及び他端の間との少なくとも 3 箇所には、移動規制ピン 2 5 6 を係止し、カッタ 2 5 4 の移動を制御するための係止部 2 5 4 c が形成されている。カッタ 2 5 4 が先端側に移動するとき、カッタ 2 5 4 は、後述する第 1 の保持部材 2 6 2 に

形成されたカッタ案内溝 2 6 2 a 及び第 2 の保持部材 2 6 4 に形成されたカッタ案内溝 2 6 4 a 内に収まる。

[0019] 後述する水蒸気や組織液などの流体を放出するため、筒体 2 4 2 の基端側には流体放出口 2 4 2 a が、シース 2 4 4 の基端側には流体放出口 2 4 4 a が、保持部 2 2 6 が閉じた状態（図 2 A の状態）において位置を一致させるように形成されている。ここでは図示しないが、シース 2 4 4 の流体放出口 2 4 4 a の外周面には、接続口金が設けられていることも好適である。接続口金内を吸引することによって生体組織から放出される蒸気や液体などの流体は、カッタ案内溝 2 6 2 a、2 6 4 a、筒体 2 4 2 の内部、筒体 2 4 2 の流体放出口 2 4 2 a、シース 2 4 4 の流体放出口 2 4 4 a、接続口金を通じて排出される。なお、流体放出口 2 4 2 a、2 4 4 a はシャフト 2 2 4 に設けられていることが好適であるが、ハンドル 2 2 2 に設けられていてもよい。

[0020] 図 3 A、図 3 B 及び図 3 C に示すように、第 1 の保持部材本体 2 7 2 及び基部 2 7 4 には、前記したカッタ 2 5 4 を案内するためのカッタ案内溝 2 6 2 a が形成されている。第 1 の保持部材本体 2 7 2 には、凹部 2 7 2 a と、凹部 2 7 2 a の縁部を含む保持面 2 7 2 b とが形成されている。凹部 2 7 2 a には、例えば銅の薄板で形成された第 1 の高周波電極 2 6 6 が配設されている。第 1 の高周波電極 2 6 6 は、カッタ案内溝 2 6 2 a を有するので、その平面形状は、図 3 A に示すように、略 U 字形状となっている。第 1 の高周波電極 2 6 6 の表面は、生体組織と接触する。

[0021] 保持部 2 2 6 が閉じた際、保持面 2 7 2 b は、後述の保持面 2 7 2 b と対向する第 2 の保持部材 2 6 4 の保持面 2 7 6 b に当接する。一方、保持部 2 2 6 が閉じた際、第 1 の高周波電極 2 6 6 は、後述の第 1 の高周波電極 2 6 6 と対向する第 2 の高周波電極 2 7 0 には当接しない。閉じた状態の保持部 2 2 6 において、第 1 の高周波電極 2 6 6 と第 2 の高周波電極 2 7 0 との間には隙間が存在する。しかしながら、生体組織は変形しやすいので、閉じた状態の保持部 2 2 6 が生体組織を把持する際には、把持された生体組織は、

当該隙間の形状に従って変形し、第１の高周波電極２６６及び第２の高周波電極２７０と接触する。

[0022] 第１の高周波電極２６６には、図２Ａ及び図２Ｂに示すように、第１の高周波電極用通電ライン２６６ｂが電氣的に接続している。第１の高周波電極２６６は、この第１の高周波電極用通電ライン２６６ｂを介して、ケーブル２２８に接続されている。

[0023] 第２の保持部材２６４には、カット案内溝２６２ａと対向する位置に、カット案内溝２６４ａが形成されている。第１の保持部材２６２のカット案内溝２６２ａ及び第２の保持部材２６４のカット案内溝２６４ａは、カット２５４を案内することができる。また、第２の保持部材本体２７６には、第１の高周波電極２６６と対向する位置に、第１の高周波電極２６６と対称な形状の第２の高周波電極２７０が配設されている。第２の高周波電極２７０は、第２の高周波電極用通電ライン２７０ｂを介してケーブル２２８に接続されている。

[0024] 第１の保持部材本体２７２及び第２の保持部材本体２７６は更に、第１の高周波電極２６６及び第２の高周波電極２７０に接した生体組織を焼灼するために、発熱のための機構を有する。次にこの機構について説明する。なお、第１の保持部材本体２７２に設けられた発熱機構と、第２の保持部材本体２７６に設けられた発熱機構は、同様の形態を持つ。そこで、ここでは第１の保持部材本体２７２に形成された発熱機構を例に説明する。図４に示すように、第１の高周波電極２６６の、生体組織と接する面と反対側の面（裏面）には、フレキシブル基板１００が配設されている。このフレキシブル基板１００は、例えばポリイミドで構成された基板に、銅によって配線をプリントした基板である。フレキシブル基板１００は、第１の高周波電極２６６の形状に従った略Ｕ字形状をしている。ただし、その基端側には、第１の高周波電極２６６よりも長く延在するリード部１０２が形成されている。

[0025] フレキシブル基板１００の基端側の２つの端部には、他の部分よりも幅が広いパッド部１０４が形成されている。パッド部１０４には、それぞれ、３

つつ電極が形成されている。一方の端部に形成されている電極を、カット案内溝 262a 側（内側）から順に、電極 111、電極 112 及び電極 113 と称する。他方の端部に形成されている電極を、カット案内溝 262a 側（内側）から順に、電極 114、電極 115 及び電極 116 と称する。

[0026] フレキシブル基板 100 の、第 1 の高周波電極 266 上に位置する部分には、カット案内溝 262a を挟んで対称な位置に 2 列に、第 1 の高周波電極 266 の長手方向に 3 個ずつ並んで、孔部が形成されている。カット案内溝 262a に対して電極 111 が形成されている側の、基部側から順にこれら孔部を、孔部 151、孔部 152 及び孔部 153 と称する。また、カット案内溝 262a に対して電極 114 が形成されている側の、基部側から順にこれら孔部を、孔部 154、孔部 155 及び孔部 156 と称する。

[0027] これら 6 つの孔部の位置には、それぞれヒータ部材 300 が配設されている。ヒータ部材 300 について、図 5A 及び図 5B を参照して説明する。ヒータ部材 300 は、熱を発する発熱部材である。ヒータ部材 300 は、アルミナ製の基板 311 を用いて形成されている。基板 311 の主面の一方である表面には、発熱用の Pt 薄膜である抵抗パターン 313 が形成されている。また、基板 311 の表面には、抵抗パターン 313 の両端にそれぞれ接続している矩形の一对の電極 315 が形成されている。電極 315 が形成されている部分を除き、抵抗パターン 313 上を含む基板 311 の表面には、絶縁用のポリイミド膜 317 が形成されている。基板 311 の裏面全面には、接合用金属層 319 が形成されている。電極 315 と接合用金属層 319 とは、例えば Ti と Cu と Ni と Au とからなる多層の膜である。電極 315 と接合用金属層 319 とは、ワイヤーボンディングやハンダ付けに対して安定した強度を有している。接合用金属層 319 は、第 1 の高周波電極 266 にヒータ部材 300 をハンダ付けする際に、接合が安定するように設けられている。

[0028] ヒータ部材 300 は、それぞれ接合用金属層 319 の表面と、第 1 の高周波電極 266 の裏面とをハンダ付けすることにより固定されており、各ヒ-

タ部材３００の位置に合わせてフレキシブル基板１００の孔部が設けられている。このヒータ部材３００について、孔部１５１に対応するものをヒータ部材３０１と称する。同様に、孔部１５２に対応するヒータ部材３００をヒータ部材３０２と、孔部１５３に対応するものをヒータ部材３０３と、孔部１５４に対応するものをヒータ部材３０４と、孔部１５５に対応するものをヒータ部材３０５と、孔部１５６に対応するものをヒータ部材３０６と、それぞれ称することにする。

[0029] 図４に示すように、フレキシブル基板１００上には、ヒータ部材３０１の基端側に配置された電極３１５と対向する位置に、電極１２１が形成されている。また、ヒータ部材３０１の先端側に配置された電極３１５と対向する位置に、電極１３１が形成されている。同様に、ヒータ部材３０２、３０３、３０４、３０５、３０６の基端側に配置された電極３１５と対向する位置に、それぞれ、電極１２２、１２３、１２４、１２５、１２６が形成されている。また、ヒータ部材３０２、３０３、３０４、３０５、３０６の先端側に配置された電極３１５と対向する位置に、それぞれ、電極１３２、１３３、１３４、１３５、１３６が形成されている。

[0030] フレキシブル基板１００上において、電極１１１と電極１２１とを接続するように、配線１１８がプリントされている。同様に、電極１１２と電極１２２とを、電極１１３と電極１２３とを、電極１１４と電極１２４とを、電極１１５と電極１２５とを、及び電極１１６と電極１２６とを、それぞれ接続するように、配線１１８がプリントされている。

[0031] また、フレキシブル基板１００上において、電極１３１と電極１３４とを接続するように、配線１１８がプリントされている。同様に、電極１３２と電極１３５とを接続するように、及び電極１３３と電極１３６とを接続するように、それぞれ配線１１８がプリントされている。

[0032] 電極１１１には、一般的なリード線である複数のヒータ部材用通電ライン２６８のうちの１本が接続されている。ここで、電極１１１に接続するヒータ部材用通電ライン２６８をヒータ部材用通電ライン２６８１と称する。同

様に、電極 1 1 2 には、複数のヒータ部材用通電ライン 2 6 8 のうちの 1 本であるヒータ部材用通電ライン 2 6 8 2 が接続されている。以下同様に、電極 1 1 3 にはヒータ部材用通電ライン 2 6 8 3 が、電極 1 1 4 にはヒータ部材用通電ライン 2 6 8 4 が、電極 1 1 5 にはヒータ部材用通電ライン 2 6 8 5 が、及び電極 1 1 6 にはヒータ部材用通電ライン 2 6 8 6 が、それぞれ接続されている。

[0033] フレキシブル基板 1 0 0 の電極 1 2 1 と、それと対向するヒータ部材 3 0 1 の基端側に配置された電極 3 1 5 とは、ワイヤーボンディングによるワイヤー 3 5 1 によって接続されている。同様に、フレキシブル基板 1 0 0 の電極 1 2 2, 1 2 3, 1 2 4, 1 2 5, 1 2 6, 1 3 1, 1 3 2, 1 3 3, 1 3 4, 1 3 5, 1 3 6 と、それらと対向する各ヒータ部材 3 0 0 の電極 3 1 5 とは、それぞれワイヤーボンディングによるワイヤー 3 5 1 によって接続されている。

[0034] 以上のような接続によって、ヒータ部材用通電ライン 2 6 8 1 と、ヒータ部材 3 0 1 の抵抗パターン 3 1 3 と、ヒータ部材 3 0 4 の抵抗パターン 3 1 3 と、ヒータ部材用通電ライン 2 6 8 4 とが、この順に直列に接続されている。同様に、ヒータ部材用通電ライン 2 6 8 2 と、ヒータ部材 3 0 2 の抵抗パターン 3 1 3 と、ヒータ部材 3 0 5 の抵抗パターン 3 1 3 と、ヒータ部材用通電ライン 2 6 8 5 とが、この順に直列に接続されている。また、ヒータ部材用通電ライン 2 6 8 3 と、ヒータ部材 3 0 3 の抵抗パターン 3 1 3 と、ヒータ部材 3 0 6 の抵抗パターン 3 1 3 と、ヒータ部材用通電ライン 2 6 8 6 とが、この順に直列に接続されている。

[0035] したがって、ヒータ部材用通電ライン 2 6 8 1 及びヒータ部材用通電ライン 2 6 8 4 を用いて、ヒータ部材 3 0 1 及びヒータ部材 3 0 4 に電流を流すことによって、ヒータ部材 3 0 1 及びヒータ部材 3 0 4 が位置する第 1 の高周波電極 2 6 6 の基端側を加熱することができる。同様に、ヒータ部材用通電ライン 2 6 8 3 及びヒータ部材用通電ライン 2 6 8 6 を用いて、ヒータ部材 3 0 3 及びヒータ部材 3 0 6 に電流を流すことによって、第 1 の高周波電

極 2 6 6 の先端側を加熱することができる。同様に、ヒータ部材用通電ライン 2 6 8 2 及びヒータ部材用通電ライン 2 6 8 5 を用いて、ヒータ部材 3 0 2 及びヒータ部材 3 0 5 に電流を流すことによって、第 1 の高周波電極 2 6 6 の中間部を加熱することができる。

[0036] ケーブル 2 2 8 から第 1 の高周波電極 2 6 6 に高周波電圧を印加するための、第 1 の高周波電極用通電ライン 2 6 6 b は、第 1 の高周波電極 2 6 6 が露出している任意の部分に接続できる。

[0037] なお、本実施形態において、ヒータ部材 3 0 0 のサイズは、例えば、長さが 3 m m 程度であり、幅が 1 . 2 m m 程度である。また、第 1 の高周波電極 2 6 6 のサイズは、例えば、長手方向の長さが 3 5 m m 程度であり、幅が 7 m m 程度でその中心軸に沿って幅 1 m m 程度のカッタ案内溝 2 6 2 a が刻んである等である。

[0038] エネルギー源 2 1 4 の内部には、図 6 に示すように、制御部 2 9 0 と、高周波（H F）エネルギー出力回路 2 9 2 と、発熱要素駆動回路 2 9 4 と、入力部 2 9 5 と、表示部 2 9 6 と、スピーカ 2 9 8 とが配設されている。制御部 2 9 0 には、高周波エネルギー出力回路 2 9 2 と、発熱要素駆動回路 2 9 4 と、入力部 2 9 5 と、表示部 2 9 6 と、スピーカ 2 9 8 とが接続されている。制御部 2 9 0 は、エネルギー源 2 1 4 の各部を制御する。高周波エネルギー出力回路 2 9 2 は、エネルギー処置具 2 1 2 と接続しており、制御部 2 9 0 の制御の下、エネルギー処置具 2 1 2 の第 1 の高周波電極 2 6 6 及び第 2 の高周波電極 2 7 0 を駆動する。発熱要素駆動回路 2 9 4 は、エネルギー処置具 2 1 2 と接続しており、制御部 2 9 0 の制御の下、エネルギー処置具 2 1 2 のヒータ部材 3 0 0 を駆動する。制御部 2 9 0 には、フットスイッチ（S W）2 1 6 が接続されており、フットスイッチ 2 1 6 からエネルギー処置具 2 1 2 による処置が行われる O N と、処置が停止される O F F とが、入力される。入力部 2 9 5 は、制御部 2 9 0 の各種設定を入力する。表示部 2 9 6 は、制御部 2 9 0 の各種設定を表示する。スピーカ 2 9 8 は、アラーム音などを出力する。

[0039] なお、高周波エネルギー出力回路 2 9 2 は、高周波エネルギーを出力すると

もに、インピーダンス Z を検出可能である。すなわち、高周波エネルギー出力回路292は、エネルギー処置具212の第1の高周波電極266と第2の高周波電極270との間の生体組織のインピーダンス Z を計測するセンサ機能を有する。また、発熱要素駆動回路294は、ヒータ部材300にエネルギーを供給してヒータ部材300を発熱させるとともに、ヒータ部材300の発熱温度 T を計測するセンサ機能を有する。

[0040] 次に本実施形態に係る治療用処置装置210の動作を説明する。術者は、予めエネルギー源214の入力部295を操作して、治療用処置装置210の出力条件を設定しておく。具体的には、高周波エネルギー出力の設定電力 P_{set} [W]、熱エネルギー出力の設定温度 T_{set} [°C]、生体組織のインピーダンス Z の閾値 Z_1 、 Z_2 等を設定しておく。それぞれの値を個別に設定するように構成してもよいし、術式に応じた設定値のセットを選択するように構成してもよい。

[0041] エネルギー処置具212の保持部226及びシャフト224は、図2Aに示すように保持部226が閉じた状態で、例えば、腹壁を通して腹腔内に挿入される。保持部226が処置対象の生体組織に近づいたら、術者は、ハンドル222の保持部開閉ノブ232を操作して、処置対象の生体組織を把持するため、第1の保持部材262及び第2の保持部材264を開閉させる。すなわち、まず、シース244は、筒体242に対して基端側に移動させられる。その結果、第1の保持部材262に対して第2の保持部材264は、弾性部材280aの付勢力によって開く。

[0042] 保持部226が開いた状態で、第1の保持部材262と第2の保持部材264との間に生体組織が位置される。この状態で、シース244は、筒体242に対して先端側に移動させられる。その結果、シース244は弾性部材280aの付勢力に抗して、第1の保持部材262に対して第2の保持部材264は閉じる。このようにして、保持部226は、第1の保持部材262と第2の保持部材264とによって、処置対象の生体組織を把持する。このとき、第1の保持部材262に設けられた第1の高周波電極266と第2の

保持部材 264 に設けられた第 2 の高周波電極 270 との両方に、処置対象の生体組織が接触している。

[0043] 術者は、保持部 226 によって処置対象の生体組織を把持したら、フットスイッチ 216 を操作する。フットスイッチ 216 が ON に切り換えられると、エネルギー源 214 から、ケーブル 228 を介して第 1 の高周波電極 266 及び第 2 の高周波電極 270 に、予め設定した設定電力 P_{set} [W] の高周波電力が供給される。供給される電力は、例えば、20 [W] ~ 80 [W] 程度である。このようにして、第 1 の保持部材 262 と第 2 の保持部材 264 との間に把持された処置対象の生体組織に、高周波電流が流れる。その結果、生体組織は発熱し、組織が焼灼（組織の変性）される。

[0044] 組織の焼灼に際して、生体組織から流体（例えば血液等の液体及び／又は水蒸気等の気体）が放出される。ここで、第 1 の保持部材 262 の保持面 272b、及び第 2 の保持部材 264 の保持面 276b は、第 1 の高周波電極 266 及び第 2 の高周波電極 270 よりも突出している。このため、保持面 272b 及び保持面 276b は、障壁部（ダム）として機能し、流体を第 1 の保持部材 262 及び第 2 の保持部材 264 の内側に留める。

[0045] シース 244 の流体放出口 244a 及び筒体 242 の流体放出口 242a から吸引すると、第 1 の保持部材 262 及び第 2 の保持部材 264 の内側に留まった流体は、カッタ案内溝 262a、264a 内、筒体 242 内を流れ、流体放出口 242a 及び流体放出口 244a から排出される。生体組織から流体が放出されている間は、上記のようにこの流体は排出され続ける。その結果、生体組織から温度が上昇した状態で放出された流体によってサーマルスプレッドが生じることを防止し、処置対象でない部分に影響を与えることを防止することができる。

[0046] 高周波電力の供給を停止した後、エネルギー源 214 は、ヒータ部材 300 の温度が予め設定した温度 T_{set} [°C] になるようにヒータ部材 300 に電力を供給する。ここで、設定した温度 T_{set} は、例えば 100 [°C] ~ 300 [°C] である。このとき電流は、エネルギー源 214 から、ケーブル 2

２８、ヒータ部材用通電ライン２６８及びヒータ部材用通電ライン２６９、並びにワイヤーボンディングによるワイヤー３５１を通じて、ヒータ部材３００の抵抗パターン３１３に流入する。抵抗パターン３１３は、この電流によって発熱する。抵抗パターン３１３で発生した熱は、基板３１１及び接合用金属層３１９を介して、第１の高周波電極２６６及び第２の高周波電極２７０に伝わる。その結果、第１の高周波電極２６６及び第２の高周波電極２７０の温度は上昇し、第１の高周波電極２６６及び第２の高周波電極２７０と接触している生体組織は凝固する。

[0047] 生体組織が凝固したら、熱エネルギーの出力を停止する。最後に術者は、カッタ駆動ノブ２３４を操作する。その結果、カッタ２５４は、カッタ案内溝２６２ａ、２６４ａ内を移動し、生体組織を切断する。以上によって生体組織の処置が完了する。

[0048] このように、例えば第１の高周波電極２６６又は第２の高周波電極２７０は、生体組織に接触し該生体組織に熱を伝えるように構成された伝熱部として機能し、例えば保持部２２６は、生体組織を把持する保持部材として機能し、例えばヒータ部材３００は、伝熱部を加熱するために伝熱部に配置された発熱チップとして機能し、例えばフレキシブル基板１００は、発熱チップに電力を供給する発熱用配線が形成されたフレキシブル基板として機能し、例えばパッド部１０４は、発熱用配線に電力を供給する発熱用リード線を接続するためのリード線接続部として機能する。

[0049] 本実施形態では、第１の高周波電極２６６又は第２の高周波電極２７０の先端部、中間部、基端部といったゾーン毎に、そこに配置されたヒータ部材３００に対する投入電力の調整を行うことができる。このため、第１の高周波電極２６６又は第２の高周波電極２７０の一部に加熱対象である生体組織が接触し他の部分には生体組織が接触していない場合でも、ゾーン毎に温度制御をすることができるので、精度よく温度制御ができる。

[0050] ここで、フレキシブル基板１００上の電極とヒータ部材３００の電極３１５とを接続するワイヤーボンディングには、一般的な半導体装置製造に用い

るワイヤーボンダーを用いることができる。ワイヤーボンダーを用いた製造は、非常に生産性が高く、低コストで行うことができる。以上のように、フレキシブル基板１００とワイヤーボンディングによる配線による本実施形態の構成は、ゾーン毎に温度制御できる本実施形態のように、第１の高周波電極２６６及び第２の高周波電極２７０上に多くの配線を取り回す必要がある場合に、特に効果を奏する。

[0051] また、フレキシブル基板１００は、基板がポリイミドで構成され、銅の配線がプリントされたものであるので、耐熱性に優れる。本実施形態のように、リード部１０２の長さを、第１の高周波電極２６６及び第２の高周波電極２７０の熱の影響を受けない程度に長くすることで、第１の高周波電極２６６に接続するリード線であるヒータ部材用通電ライン２６８、及び第２の高周波電極２７０に接続するリード線であるヒータ部材用通電ライン２６９は、第１の高周波電極２６６及び第２の高周波電極２７０の熱の影響を受けにくくなるので、耐熱性を高める必要が無くなる。このため、ヒータ部材用通電ライン２６８及びヒータ部材用通電ライン２６９に、安価なリード線を使用する事が可能となる。

[0052] また、リード部１０２は、フレキシブル基板１００の一部であって、柔軟性に富み、配線の取り回しが容易に行える。また、第１の高周波電極２６６の大きさと無関係に、パッド部１０４の大きさを設計できるので、リード線と接続する領域を大きく確保することができる。すなわち、リード線との接続領域を考慮することなく、第１の高周波電極２６６及び第２の高周波電極２７０を小型化することができる。

[0053] [第１の実施形態の変形例]

次に、本発明の第１の実施形態の変形例について説明する。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、その説明は省略する。第１の実施形態においては、第１の高周波電極２６６に高周波電圧を印加するための第１の高周波電極用通電ライン２６６ｂを、第１の高周波電極２６６が露出している任意の部分に接続すると

している。これに対して本変形例では、フレキシブル基板 100 上に、第 1 の高周波電極用通電ライン 266b と、第 1 の高周波電極 266 とを接続するための、電極と配線を設けている。

[0054] 図 7 に示すように、本変形例に係るフレキシブル基板 100 は、第 1 の実施形態に係るフレキシブル基板 100 における各種電極及び配線に加えて、第 1 の高周波電極用通電ライン 266b と接続するための電極 141 と、第 1 の高周波電極 266 と接続するための電極 142 と、電極 141 と電極 142 とを接続する配線 143 とを更に含む。第 1 の高周波電極 266 と電極 142 とは、ワイヤー 144 によって接続されている。このように、例えば、配線 143 は、伝熱部に高周波の電力を供給するための高周波用配線として機能する。第 2 の高周波電極 270 についても、同様に構成することができる。

[0055] 本実施形態によれば、第 1 の高周波電極 266 上の各ヒータ部材 300 への接続配線と、第 1 の高周波電極 266 に電力を供給するリード線部分とを、一つのフレキシブル基板 100 で兼用できる。同様に、第 2 の高周波電極 270 上の各ヒータ部材 300 への接続配線と、第 2 の高周波電極 270 に電力を供給するリード線部分とを、一つのフレキシブル基板 100 で兼用できる。更に、本実施形態によっても、第 1 の実施形態と同様の効果を得ることができる。すなわち、例えば、ヒータ部材用通電ライン 268 及びヒータ部材用通電ライン 269、並びに第 1 の高周波電極用通電ライン 266b 及び第 2 の高周波電極用通電ライン 270b の耐熱性を考慮する必要がなくなる。また、リード線との接続領域を考慮する必要がなく、第 1 の高周波電極 266 及び第 2 の高周波電極 270 を小型化することができる。

[0056] [第 2 の実施形態]

次に、本発明の第 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、その説明は省略する。また、第 1 の高周波電極 266 と第 2 の高周波電極 270 は、同様の形態を持つため、第 1 の高周波電極 266 の場合を例に挙

げて説明する。本実施形態では、図8に示すように、第1の高周波電極266に高周波電圧を印加するための、第1の高周波電極用通電ライン266bが、第1の高周波電極266の基端側であり、カット案内溝262a付近に接続されている。

[0057] 第1の高周波電極用通電ライン266bを、第1の高周波電極266の基端側であり、カット案内溝262a付近に配置することに伴って、第1の高周波電極用通電ライン266bが接続する部分において、フレキシブル基板100の幅は、第1の高周波電極266よりも狭くなっている。

[0058] このように、例えば第1の高周波電極用通電ライン266bは、伝熱部の発熱チップが配置された面に接続され、該伝熱部に高周波の電力を供給する高周波電極用リード線として機能し、例えばフレキシブル基板100は、前記高周波電極用リード線が接続された部分を避ける形状に形成されている。

[0059] 本実施形態によっても、リード部102の長さを、第1の高周波電極266の熱の影響を受けない程度に長くすることで、ヒータ部材用通電ライン2681, 2682, 2683, 2684, 2685, 2686については、耐熱性を考慮する必要がなくなる。その他、ヒータ部材用通電ライン2681, 2682, 2683, 2684, 2685, 2686については、第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。

[0060] 更に、本実施形態によれば、例えば、第1の高周波電極266に、特に高電圧を印加する場合において、その高電圧に耐える強度の高いリード線を用いることができる。この際、フレキシブル基板100の幅が、第1の高周波電極266よりも狭くなっており、十分なスペースを確保できる。このため、第1の高周波電極用通電ライン266bを太く設計する等、設計の自由度が上昇する。第1の高周波電極用通電ライン266bは、第1の高周波電極266の近傍に配置されるため熱に晒されやすくなるが、その分、耐熱性を高めればよい。なお、第1の高周波電極266が必要とする第1の高周波電極用通電ライン266bは1本であるので、複数本を必要とするヒータ部材用通電ラインに比べて、スペースやコストが問題になることも殆どない。

[0061] また、フレキシブル基板 100 の形状は、図 8 に示すような形状に限らない。例えば図 9 に示すように、フレキシブル基板 100 の一部に孔 157 が設けられ、その孔 157 において、第 1 の高周波電極用通電ライン 266b が第 1 の高周波電極 266 に接続されるように構成されてもよい。この場合も前記の場合と同様の効果が得られる。

[0062] [第 3 の実施形態]

次に、本発明の第 3 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、その説明は省略する。また、第 1 の高周波電極 266 と第 2 の高周波電極 270 は、同様の形態を持つため、第 1 の高周波電極 266 の場合を例に挙げて説明する。本実施形態では、図 10A に示すように、第 1 の高周波電極 266 上には、第 1 の実施形態と同様に、ヒータ部材 301, 302, 303, 304, 305, 306 が配置されている。第 1 の高周波電極 266 の基端の、カット案内溝 262a を挟んで一方には、第 1 のフレキシブル基板 160 が配置され、他方には、第 2 のフレキシブル基板 170 が配置されている。

[0063] 第 1 のフレキシブル基板 160 について、図 10B に示す断面図を参照して説明する。第 1 のフレキシブル基板 160 は、基板 161 を有している。基板 161 の一方の面には、金属の第 1 の配線層 162 が形成されている。第 1 の配線層 162 上には、第 1 の絶縁層 163 が積層されている。ここで、第 1 のフレキシブル基板 160 の先端側には、第 1 の絶縁層 163 が積層されていない矩形の領域があり、この領域は、第 1 の配線層 162 が露出しているため第 1 の配線層 162 と接続できる第 1 の端子 164 を形成している。同様に、第 1 のフレキシブル基板 160 の基端側には、第 1 の絶縁層 163 が積層されていない矩形の領域があり、この領域は、第 1 の配線層 162 が露出しているため第 1 の配線層 162 と接続できる第 2 の端子 165 を形成している。

[0064] 基板 161 の第 1 の配線層 162 が形成されている面と反対側の面には、

第2の配線層166が形成されている。更に第2の配線層166の上には、第2の絶縁層167が積層されている。ここで、第1のフレキシブル基板160の先端側の一部には、第2の絶縁層167が形成される代わりに、金属が積層され、第3の端子168が形成されている。第1のフレキシブル基板160の基端側には、第2の絶縁層167が積層されていない矩形の領域があり、この領域は、第2の配線層166が露出しているため第2の配線層166と接続できる第4の端子169を形成している。

[0065] 第1のフレキシブル基板160は、第1の高周波電極266のヒータ部材301等が接合されている面に接合されている。ここで、第1の高周波電極266と第3の端子168とが、電氣的に接続されるように、対向して例えばハンダ等の導電性接合材によって接合されている。第1のフレキシブル基板160の第1の端子164と、ヒータ部材304の電極315とは、ワイヤーボンディングによるワイヤー351によって電氣的に接続されている。第2の端子165部分の第1の配線層162には、ヒータ部材用通電ライン2684が接続されている。また、第4の端子169部分の第2の配線層166には、第1の高周波電極用通電ライン266bが接続されている。

[0066] 以上のように、ヒータ部材用通電ライン2684は、第1の配線層162を介して、ヒータ部材304の電極315と電氣的に接続している。また、第1の高周波電極用通電ライン266bは、第2の配線層166を介して第1の高周波電極266に電氣的に接続されている。

[0067] 第2のフレキシブル基板170の基板上の一方の面には、第1のフレキシブル基板160と同様に、配線層と絶縁層とが形成されている。そして、第2のフレキシブル基板170の先端部分の一部は、絶縁層が積層されず配線層と接続できる端子171が形成されている。同様に、第2のフレキシブル基板170の基端部分の一部は、絶縁層が積層されず配線層と接続できる端子172が形成されている。第2のフレキシブル基板170は、端子171及び端子172が形成されている面と反対側の面で、第1の高周波電極266に接合されている。端子172には、ヒータ部材用通電ライン2681が

接続されている。端子 171 とヒータ部材 301 の電極 315 とは、ワイヤーボンディングによるワイヤー 351 によって電氣的に接続されている。したがって、ヒータ部材用通電ライン 2681 は、第 2 のフレキシブル基板 170 の配線層を介して、ヒータ部材 301 の電極 315 と電氣的に接続されている。

[0068] 第 1 の高周波電極 266 上の、ヒータ部材 301 とヒータ部材 302 との間には、第 2 のフレキシブル基板 170 と同様の構造を有し、適切なサイズを有するフレキシブル基板 190a が接合されている。ヒータ部材 301 の電極とそれと対向したフレキシブル基板 190a の端子とは、ワイヤーボンディングによるワイヤー 351 によって電氣的に接続されている。同様に、ヒータ部材 302 の電極とそれと対向したフレキシブル基板 190a の端子とは、ワイヤーボンディングによるワイヤー 351 によって電氣的に接続されている。したがって、ヒータ部材 301 とヒータ部材 302 との近接した電極は、フレキシブル基板 190a の配線層を介して接続している。

[0069] 同様に、ヒータ部材 302 とヒータ部材 303 との間には、フレキシブル基板 190b が、ヒータ部材 304 とヒータ部材 305 との間には、フレキシブル基板 190c が、ヒータ部材 305 とヒータ部材 306 との間には、フレキシブル基板 190d が、それぞれ配置されている。これらフレキシブル基板を介して、ヒータ部材は、互いに接続されている。第 1 の高周波電極 266 の先端部には、第 2 のフレキシブル基板 170 と同様の構造を有し、第 1 の高周波電極 266 の先端部と形状を合わせたフレキシブル基板 195 が接合されている。ヒータ部材 303 とヒータ部材 306 とは、上記と同様に、フレキシブル基板 195 の配線層を介して接続されている。

[0070] 以上によって、ヒータ部材 301, 302, 303, 306, 305, 304 は、直列に接続されており、その両端には、それぞれヒータ部材用通電ライン 2681 とヒータ部材用通電ライン 2684 とが接続されている。本実施形態では、ヒータ部材用通電ライン 2681 及びヒータ部材用通電ライン 2684 によって、6 個のヒータ部材 301, 302, 303, 304,

305, 306に、一斉に電圧を印加して、第1の高周波電極266を加熱することができる。また、第1の高周波電極用通電ライン266bから、第2の配線層166を介して、第1の高周波電極266に高周波電圧を印加することができる。

[0071] このように、例えばフレキシブル基板100の一方の主面には、発熱用配線として機能する第1の配線層162が形成されており、例えばフレキシブル基板100の他方の主面には、前記高周波用配線として機能する第2の配線層166が形成されており、伝熱部の発熱チップが配置された面と、前記フレキシブル基板の前記高周波用配線が形成された面とは対向しており、該伝熱部と該高周波用配線とが電氣的に接続するように接合されている。

[0072] 例えば第1の実施形態の変形例のように、ヒータ部材用通電ライン2684と第1の高周波電極用通電ライン266bとを、フレキシブル基板の同一面に接続するように構成すると、例えば図7におけるワイヤー144のように、第1の高周波電極用通電ライン266bと接続している配線層から、第1の高周波電極266まで、別途配線を設ける必要がある。これに対して本実施形態によれば、ヒータ部材用通電ライン2684を接続する面と、第1の高周波電極用通電ライン266bを接続する面とを表裏に配置しているので、配線を省略することができる。

[0073] その他、本実施形態によっても、第1のフレキシブル基板160及び第2のフレキシブル基板170の長さを、第1の高周波電極266の熱の影響を受けない程度に長くすることで、ヒータ部材用通電ライン2681, 2684、及び第1の高周波電極用通電ライン266bについて、耐熱性を考慮する必要がなくなる。また、ヒータ部材用通電ライン2681, 2684、及び第1の高周波電極用通電ライン266bについて、取り回しの容易さ等、第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。

[0074] なお、本実施形態においても、第1の実施形態及び第2の実施形態と同様に、ヒータ部材301及びヒータ部材304、ヒータ部材302及びヒータ部材305、並びにヒータ部材303及びヒータ部材306のそれぞれに、

すなわちゾーン毎に、配線を施すことで、ゾーン毎に加熱の制御を行えるように構成してもよい。

[0075] なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除しても、発明が解決しようとする課題の欄で述べられた課題が解決でき、かつ、発明の効果が得られる場合には、この構成要素が削除された構成も発明として抽出され得る。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。例えば、第1の高周波電極266の構成と第2の高周波電極270の構成とを、異なる実施形態による構成とすることもできる。

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治療用処置装置であって、
前記生体組織に接触し該生体組織に熱を伝えるように構成された伝熱部と、
前記伝熱部を加熱するために、前記伝熱部に配置された発熱チップと、
一部分で前記伝熱部の前記発熱チップが配置された面に接合し、他の部分が前記伝熱部の外部まで延在する、前記発熱チップに電力を供給する発熱用配線が形成されたフレキシブル基板と、
を具備することを特徴とする治療用処置装置。
- [請求項2] 前記フレキシブル基板は、前記伝熱部の外部まで延在する前記他の部分に、前記発熱用配線に電力を供給する発熱用リード線を接続するためのリード線接続部を有することを特徴とする請求項1に記載の治療用処置装置。
- [請求項3] 前記伝熱部は、前記生体組織に高周波電圧を印加する高周波電極としても機能し、
前記フレキシブル基板には、前記伝熱部に高周波の電力を供給するための高周波用配線が更に形成されており、
前記伝熱部と、前記高周波用配線とは、電氣的に接続されている、
ことを特徴とする請求項2に記載の治療用処置装置。
- [請求項4] 前記伝熱部は、前記生体組織に高周波電圧を印加する高周波電極としても機能し、
前記フレキシブル基板には、前記伝熱部に高周波の電力を供給するための高周波用配線が更に形成されており、
前記伝熱部と、前記高周波用配線とは、電氣的に接続されている、
ことを特徴とする請求項1に記載の治療用処置装置。
- [請求項5] 前記フレキシブル基板の一方の主面には、前記発熱用配線が形成されており、

前記フレキシブル基板の他方の主面には、前記高周波用配線が形成されており、

前記伝熱部の前記発熱チップが配置された面と、前記フレキシブル基板の前記高周波用配線が形成された面とは対向しており、該伝熱部と該高周波用配線とが電氣的に接続するように接合されている、

ことを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の治療用処置装置。

[請求項6] 前記伝熱部は、前記生体組織に高周波電圧を印加する高周波電極としても機能し、

前記伝熱部の前記発熱チップが配置された面に接続され、該伝熱部に高周波の電力を供給する高周波電極用リード線を更に具備し、

前記フレキシブル基板は、前記伝熱部の前記発熱チップが配置された面の前記高周波電極用リード線が接続された部分を避ける形状に形成されている、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の治療用処置装置。

[請求項7] 前記発熱チップの電極と前記発熱用配線とは、ワイヤーボンディングによって接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載の治療用処置装置。

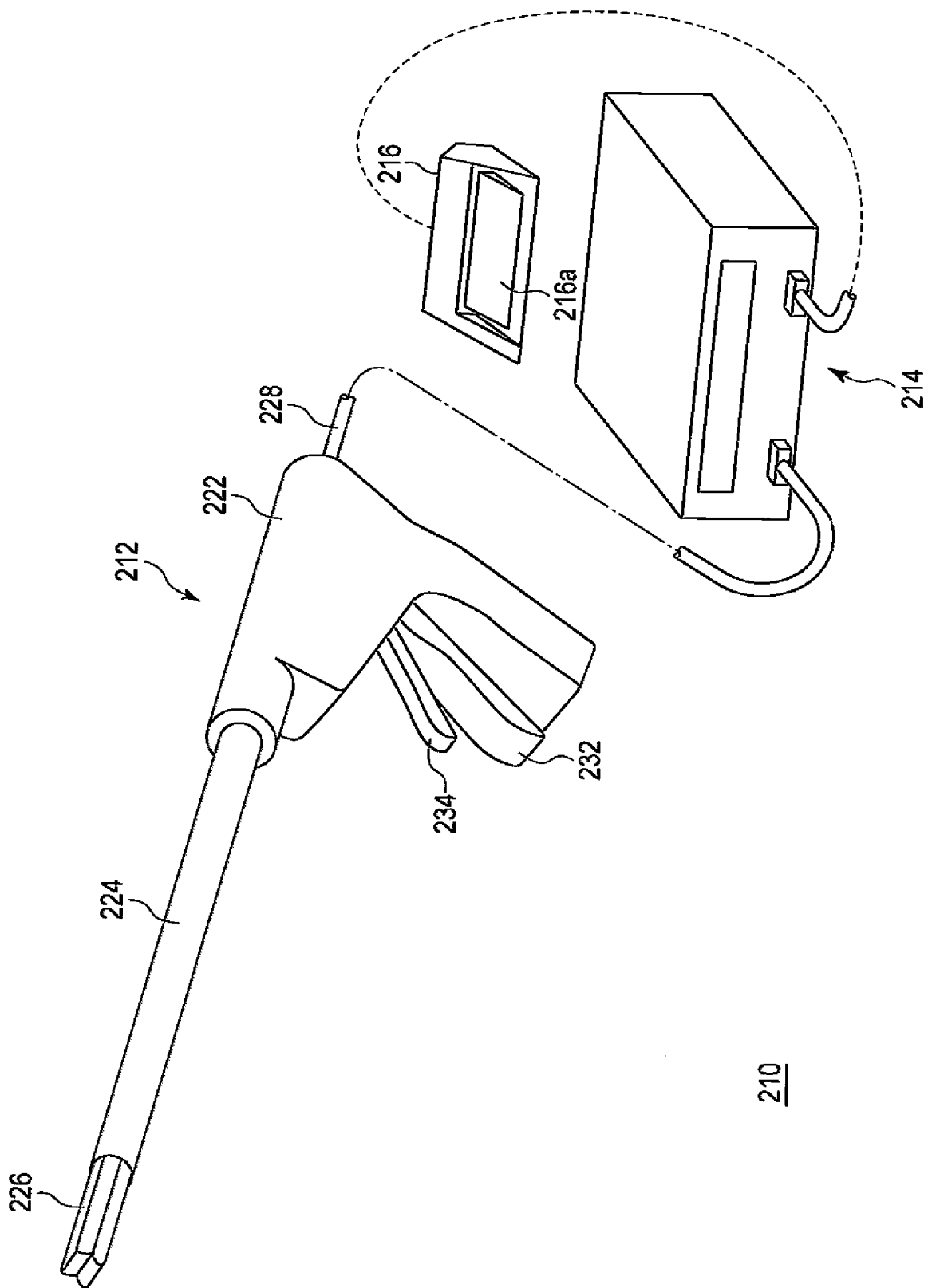
[請求項8] 前記伝熱部は、長手方向の一方の端が自由端である細長形状をしており、

前記フレキシブル基板は、前記伝熱部の長手方向の他方の端側に前記伝熱部の外部まで延在しており、

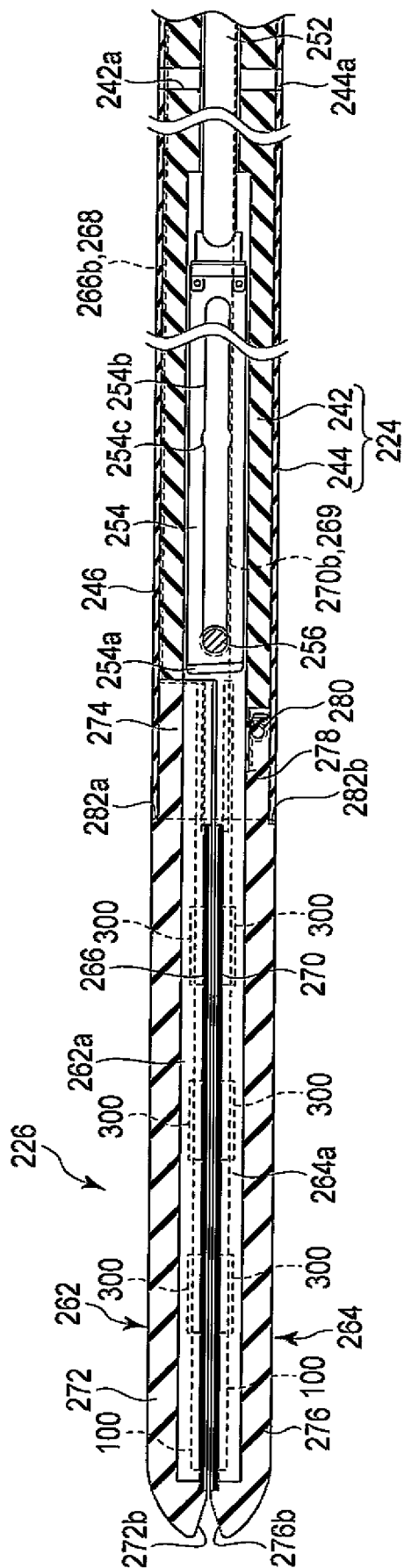
前記フレキシブル基板は、前記伝熱部の外部まで延在する部分に、前記発熱用配線に電力を供給する発熱用リード線を接続するためのリード線接続部を有する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の治療用処置装置。

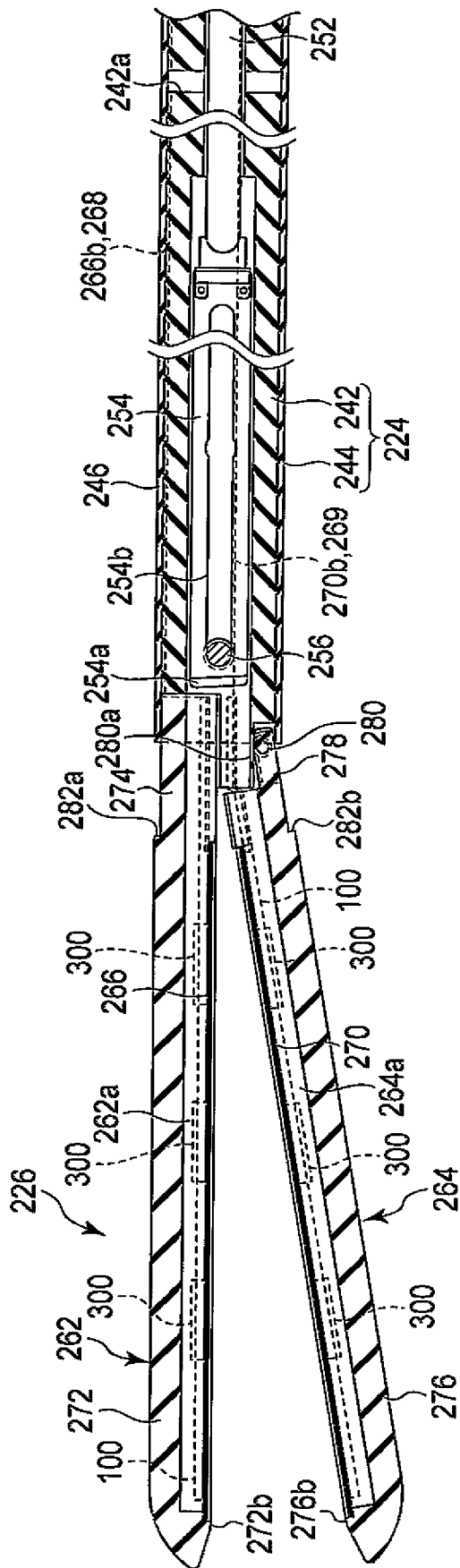
[図1]



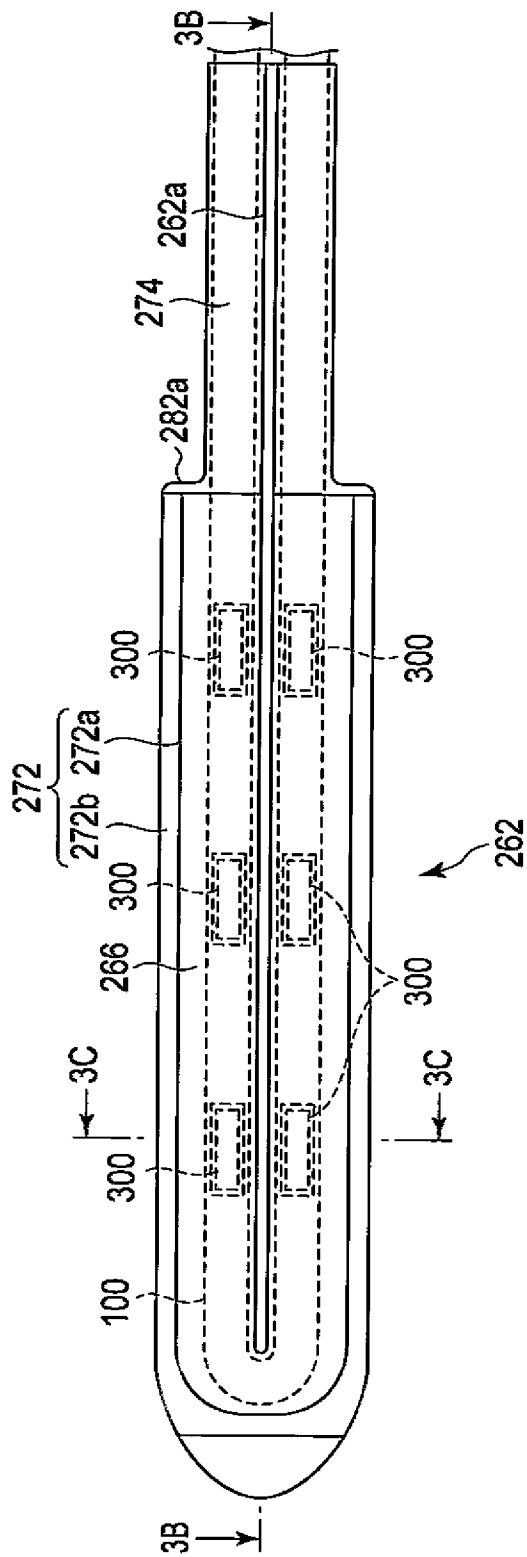
[図2A]



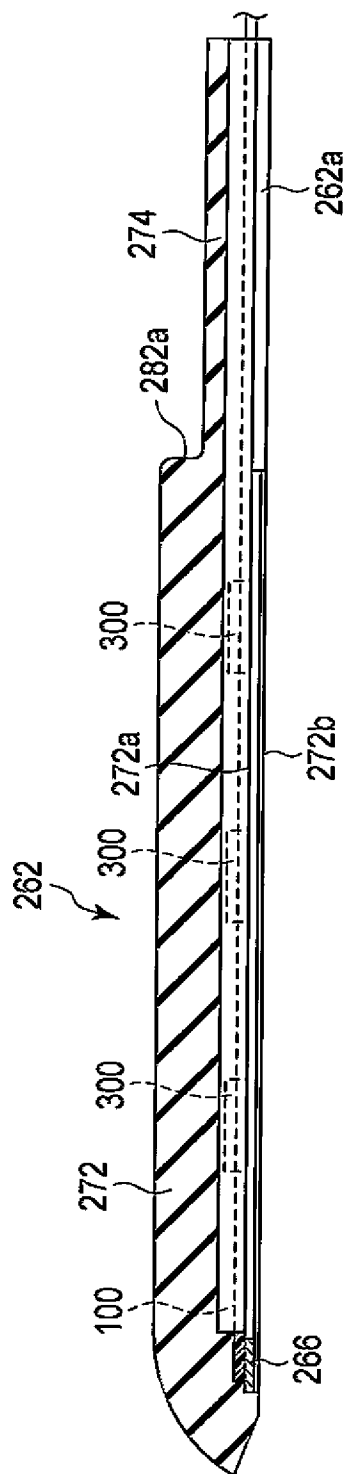
[図2B]



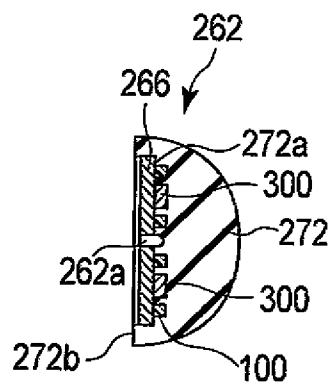
[図3A]



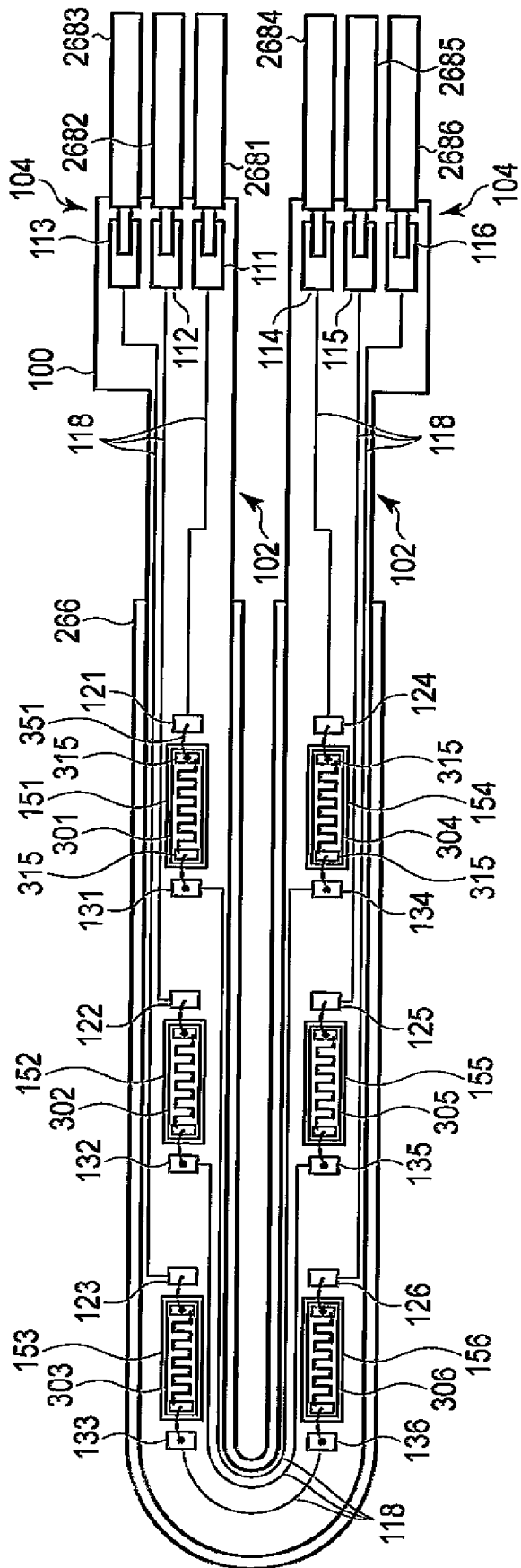
[図3B]



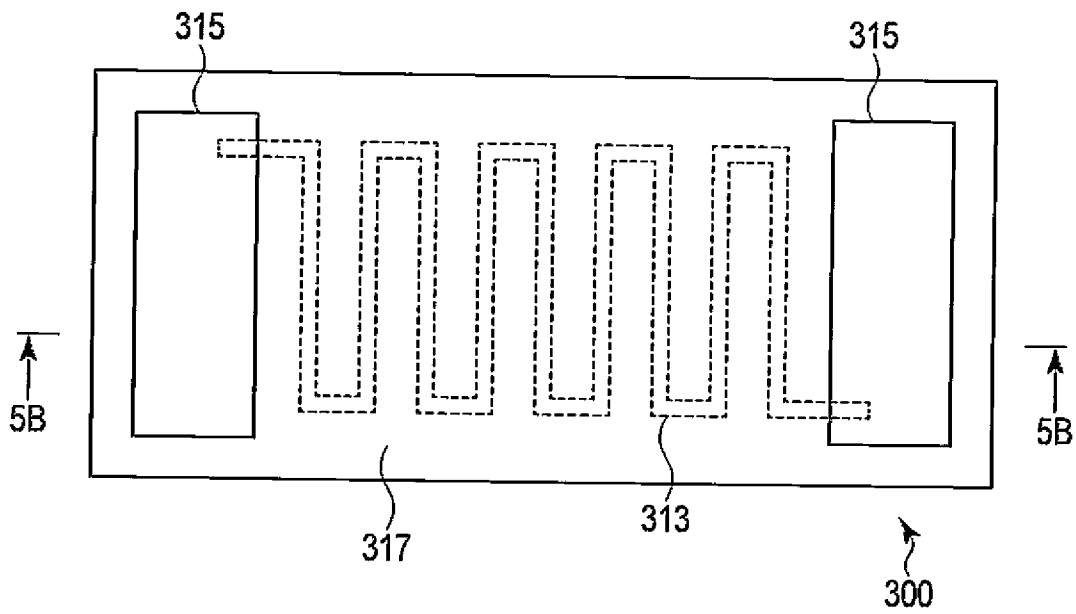
[図3C]



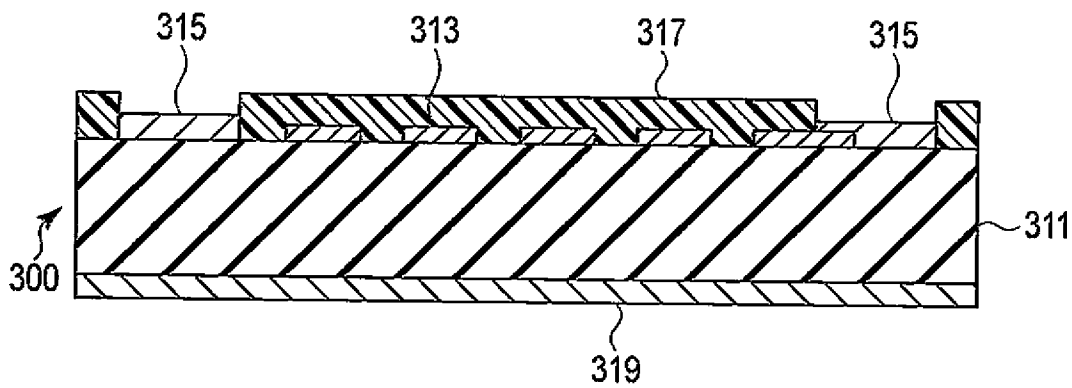
[図4]



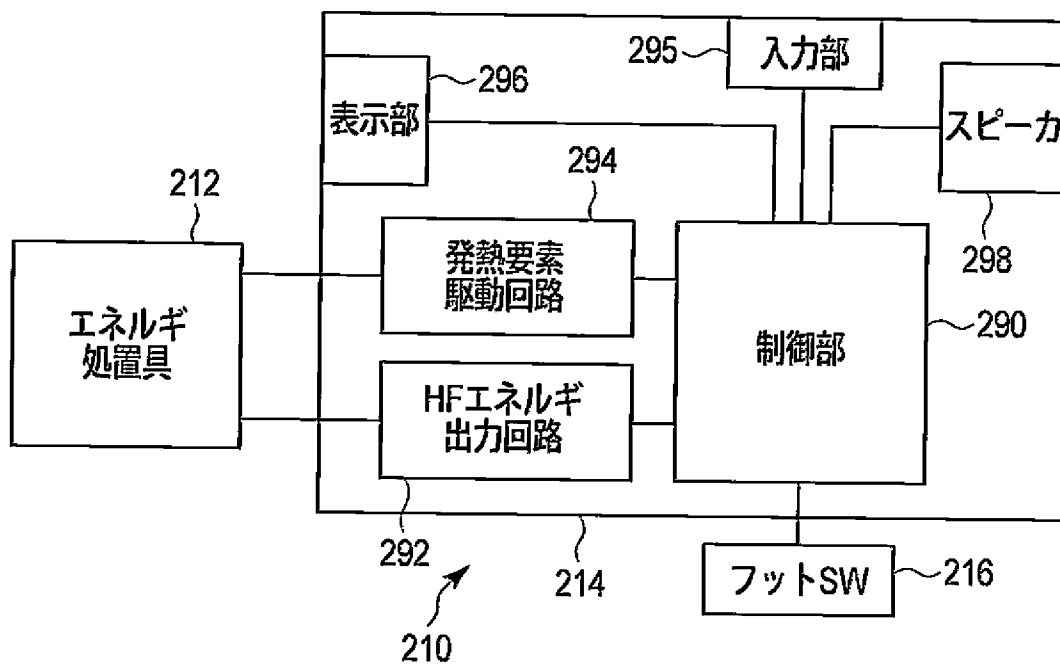
[図5A]



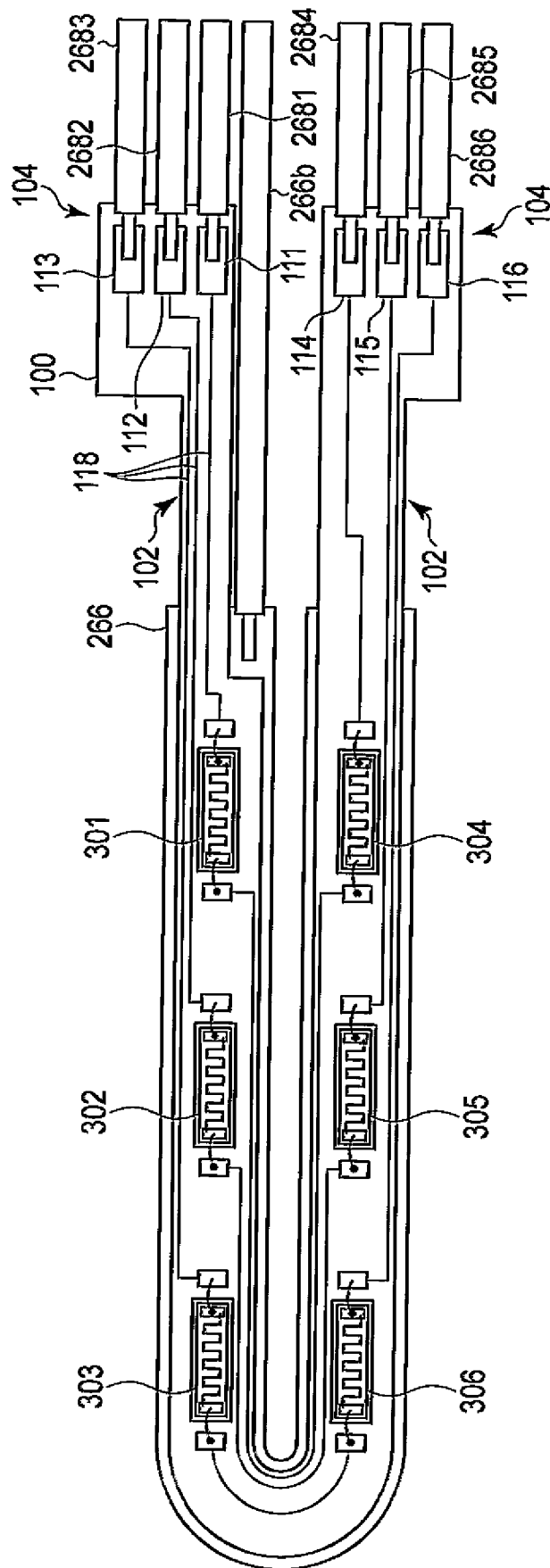
[図5B]



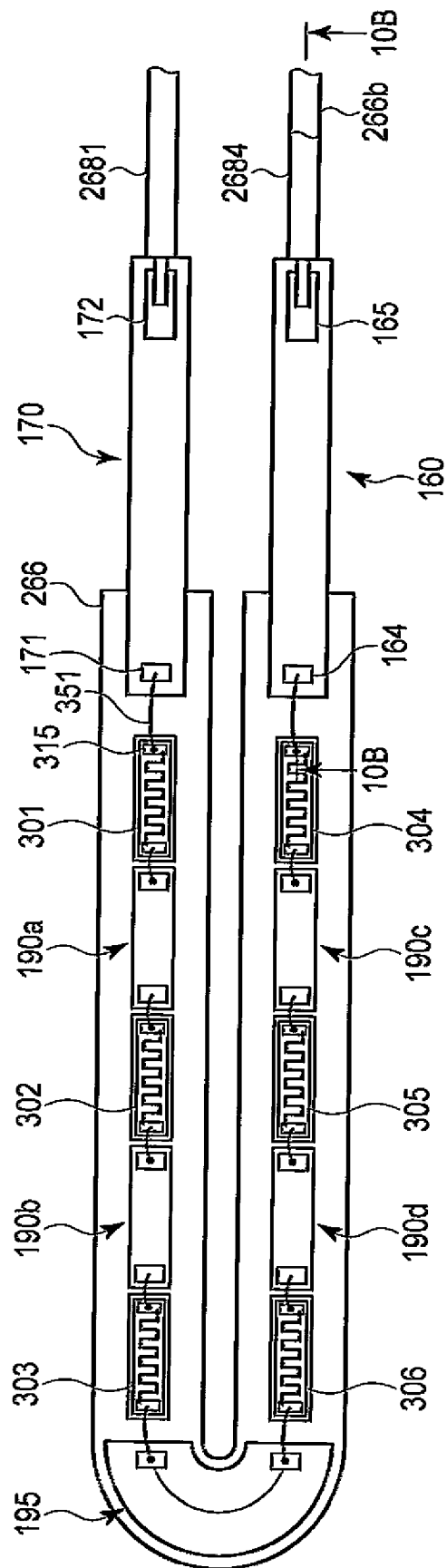
[図6]



[図8]



[図10A]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/078543

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B18/04(2006.01) i, 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)

A61B18/04, 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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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 2003-325537 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 18 November 2003 (18.11.2003), paragraphs [0005] to [0027], [0046]; fig. 2 to 4 (Family: none)	1, 2, 8 3-5, 7
Y	JP 2009-247893 A (Olympus Medical Systems Corp.), 29 October 2009 (29.10.2009), paragraphs [0018] to [0036], [0149] to [0152]; fig. 19C & US 2009/0248002 A1 & EP 2106762 A1	3-5
Y	JP 62-219953 A (Omron Tateisi Electronics Co.), 28 September 1987 (28.09.1987), entire text; all drawings (Family: none)	7

☒ 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
16 January, 2012 (16.01.12)

Date of mailing of the international search report
24 January, 2012 (24.01.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/078543

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-160191 A (Olympus Corp.), 10 June 2004 (10.06.2004), paragraphs [0088] to [0090]; fig. 17 & US 2004/0082971 A1	1-8
A	JP 2004-329764 A (Olympus Corp.), 25 November 2004 (25.11.2004), paragraphs [0015], [0016]; fig. 2 (Family: none)	1-8
A	JP 2006-158517 A (Olympus Corp.), 22 June 2006 (22.06.2006), paragraph [0025]; fig. 3 (Family: none)	1-8

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B18/04(2006.01)i, 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. A61B18/04, 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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 2 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 2 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 2 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 2003-325537 A (オリンパス光学工業株式会社) 2003. 11. 18, 段落【0005】-【0027】、【0046】、図2-4 (ファミリーなし)	1, 2, 8 3-5, 7
Y	JP 2009-247893 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2009. 10. 29, 段落【0018】-【0036】、【0149】-【0152】、図19C & US 2009/0248002 A1 & EP 2106762 A1	3-5

☒ 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

1 6 . 0 1 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

2 4 . 0 1 . 2 0 1 2

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 1 0 0 - 8 9 1 5
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)

菅家 裕輔

3 I

4 4 2 4

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 3 4 6

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 62-219953 A (立石電機株式会社) 1987.09.28, 全文、全図 (ファミリーなし)	7
A	JP 2004-160191 A (オリンパス株式会社) 2004.06.10, 段落【0088】 - 【0090】、図17 & US 2004/0082971 A1	1-8
A	JP 2004-329764 A (オリンパス株式会社) 2004.11.25, 段落【0015】、【0016】、図2 (ファミリーなし)	1-8
A	JP 2006-158517 A (オリンパス株式会社) 2006.06.22, 段落【0025】、図3 (ファミリーなし)	1-8