

(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
2019年11月14日(14.11.2019)



(10) 国際公開番号

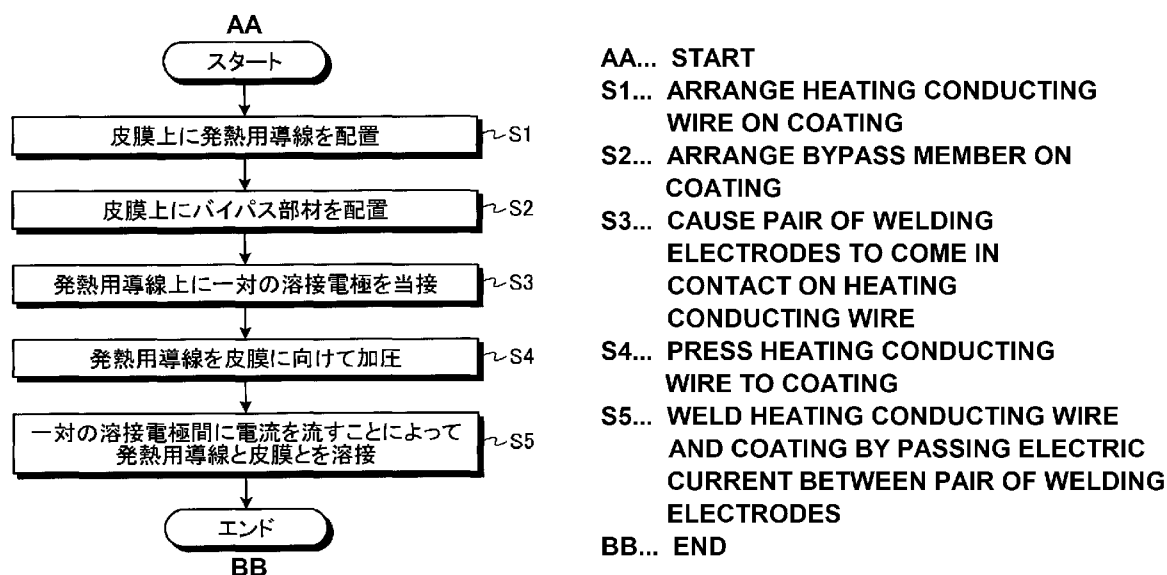
WO 2019/215908 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 18/08 (2006.01) *H01R 4/02* (2006.01)
B23K 11/11 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/018308
- (22) 国際出願日: 2018年5月11日(11.05.2018)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (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: 松岡 理人 (MATSUOKA, Michito); 〒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). 銅
- (74) 代理人: 特許業務法人酒井国際特許事務所 (SAKAI INTERNATIONAL PATENT OFFICE); 〒1000013 東京都千代田区霞が関3丁目8番1号 虎の門三井ビルディング 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH,

(54) Title: METHOD FOR MANUFACTURING MEDICAL HEATER, MEDICAL HEATER, TREATMENT TOOL, AND TREATMENT SYSTEM

(54) 発明の名称: 医療用ヒータの製造方法、医療用ヒータ、処置具、及び処置システム

【図5】



(57) Abstract: A method for manufacturing a medical heater according to the present invention is a method for manufacturing a medical heater provided with: a substrate having a electrical insulation properties; a heating unit for generating heat by energization thereof, the heating unit being provided to the substrate; a metal-made coating for conducting with the heating unit, the coating being provided to the substrate; and a wiring member jointed to the coating. The method for manufacturing a medical heater is provided with a step S1 for arranging a conducting wire of the wiring member on the coating, a step S2 for arranging a metal-made bypass member on the coating, a step S3 for causing a pair of welding

KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,
MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,
NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類：

- 一 国際調査報告（条約第21条(3)）

electrodes to come in contact with the conducting wire, and a step S5 for welding the conducting wire and the coating by causing an electric current to flow between the pair of welding electrodes.

(57) 要約：医療用ヒータの製造方法は、電氣的に絶縁性を有する基板と、当該基板に設けられるとともに通電によって発熱する発熱部と、当該基板に設けられるとともに当該発熱部に対して導通する金属製の皮膜と、当該皮膜に対して接合された配線部材とを備えた医療用ヒータの製造方法である。この医療用ヒータの製造方法は、皮膜上に配線部材の導線を配置する工程S1と、皮膜上に金属製のバイパス部材を配置する工程S2と、導線に対して一対の溶接電極を当接させる工程S3と、一対の溶接電極間に電流を流すことによって導線と皮膜とを溶接する工程S5とを備える。

明 細 書

発明の名称：

医療用ヒータの製造方法、医療用ヒータ、処置具、及び処置システム
技術分野

[0001] 本発明は、医療用ヒータの製造方法、医療用ヒータ、処置具、及び処置システムに関する。

背景技術

[0002] 従来、生体組織における処置の対象となる部位（以下、対象部位と記載）に対してエネルギーを付与することによって当該対象部位を処置する処置具が知られている（例えば、特許文献１参照）。

特許文献１に記載の処置具では、対象部位に対して熱エネルギーを付与するために、医療用ヒータ（発熱シート）が用いられている。この医療用ヒータは、電氣的に絶縁性を有する基板と、当該基板に設けられるとともに通電によって発熱する発熱部（発熱用電気抵抗パターン）と、当該基板に設けられるとともに当該発熱部に対して導通する皮膜（発熱用リード接続部）とを備える。また、皮膜には、配線部材が接合されている。そして、発熱部には、配線部材及び皮膜を経由することによって、電圧が印加される。これにより、発熱部は、発熱する。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献１：特開２０１５－２０８４１５号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 図１０ないし図１４は、従来の医療用ヒータ１００の課題を説明する図である。なお、図１０ないし図１４において、符号「１００」は、従来の医療用ヒータである。符号「１０１」は、上述した基板である。符号「１０２」は、上述した発熱部である。符号「１０３」は、上述した皮膜である。符号

「１０４」は、上述した配線部材である。具体的に、図１０は、皮膜１０３に対する配線部材１０４を構成する導線１０４ａの溶接方法を示す図であって、医療用ヒータ１００の長手方向に直交する幅方向に沿って当該溶接部分を見た図である。なお、図１０では、電流の流れを矢印で示している。図１１は、抵抗溶接機ＳＷ、皮膜１０３、及び導線１０４ａの関係を模式的に示した回路図である。図１２及び図１３は、図１０に対応した図であって、配線部材１０４の個体差により接触抵抗ＣＲの抵抗値が異なることを示した図である。図１４は、皮膜１０３に対する導線１０４ａの溶接部分を当該皮膜１０３の法線方向に沿って見た図である。

[0005] ここで、皮膜１０３に対する配線部材１０４の結線方法の一つとして、以下に示す工程を実行することにより結線する抵抗溶接がある。

具体的に、作業者は、図１０に示すように、皮膜１０３上に配線部材１０４の導線１０４ａを配置する。次に、作業者は、導線１０４ａ上に抵抗溶接機ＳＷにおける一对の溶接電極ＥＬ１，ＥＬ２をそれぞれ当接させる。以下では、説明の便宜上、導線１０４ａ上における一对の溶接電極ＥＬ１，ＥＬ２の当接位置をそれぞれ当接位置Ｐ５，Ｐ６とする。そして、作業者は、一对の溶接電極ＥＬ１，ＥＬ２を図１０中、下方側に移動させることによって導線１０４ａを皮膜１０３に対して加圧しながら、当該一对の溶接電極ＥＬ１，ＥＬ２間に電流を流す。これにより、導線１０４ａと皮膜１０３との界面の接触抵抗ＣＲ（図１０，図１１）には、ジュール熱が発生する。そして、当該ジュール熱により、導線１０４ａと皮膜１０３とは、それぞれ溶融し、互いに接合される。

[0006] ところで、溶接対象物である導線１０４ａの形状は、図１２及び図１３に示すように、個体差がある。また、溶接対象物である皮膜１０３の表面状態にも個体差がある。すなわち、接触抵抗ＣＲの抵抗値は、溶接対象物毎に異なるものとなる。そして、抵抗溶接機ＳＷの出力設定として溶接対象物に一定の溶接エネルギーを供給するために定電力制御を採用した場合には、溶接対象物毎に接触抵抗ＣＲの抵抗値が異なるため、溶接対象物毎に流れる電流値

が異なるものとなる。また、溶接対象物によっては、過電流が流れることがあり、当該過電流によってダメージを受け、皮膜１０３と導線１０４aとの結合強度が低下してしまう、という問題がある。例えば、溶接対象物によっては、過電流によってダメージを受けることによって、図１４に示すように、当接位置Ｐ５，Ｐ６を区画する状態で、皮膜１０３と導線１０４aとがそれぞれ分断されてしまう。このような状態では、導線１０４aと発熱部１０２とが分断された状態となるため、当該発熱部１０２に通電することができない。

[0007] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、皮膜と導線との結合強度を向上させることができる医療用ヒータの製造方法、医療用ヒータ、処置具、及び処置システム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

[0008] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る医療用ヒータの製造方法は、電氣的に絶縁性を有する基板と、当該基板に設けられるとともに通電によって発熱する発熱部と、当該基板に設けられるとともに当該発熱部に対して導通する金属製の皮膜と、当該皮膜に対して接合された配線部材とを備えた医療用ヒータの製造方法であって、前記皮膜上に前記配線部材の導線を配置する工程と、前記皮膜上に金属製のバイパス部材を配置する工程と、前記導線に対して一对の溶接電極を当接させる工程と、前記一对の溶接電極間に電流を流すことによって前記導線と前記皮膜とを溶接する工程とを備える。

[0009] また、本発明に係る医療用ヒータは、電氣的に絶縁性を有する基板と、前記基板に設けられ、通電によって発熱する発熱部と、前記基板に設けられ、前記発熱部に対して導通する金属製の皮膜と、前記皮膜に対して導線の一部が溶接された配線部材とを備え、前記皮膜には、金属製のバイパス部材が配置されるバイパス領域が設けられている。

[0010] また、本発明に係る処置具は、上述した医療用ヒータを備える。

[0011] また、本発明に係る処置システムは、上述した処置具と、前記導線及び前

記皮膜を経由することによって前記発熱部に通電する制御装置とを備え、前記制御装置は、前記発熱部の抵抗値を計測し、当該抵抗値に基づいて、当該発熱部を目標温度に制御する。

発明の効果

[0012] 本発明に係る医療用ヒータの製造方法、医療用ヒータ、処置具、及び処置システムによれば、皮膜と導線との結合強度を向上させることができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]図1は、本実施の形態1に係る処置システムを示す図である。

[図2]図2は、把持部を示す図である。

[図3]図3は、医療用ヒータを示す図である。

[図4]図4は、皮膜に対する発熱用導線の溶接部分を示す図である。

[図5]図5は、医療用ヒータの製造方法を示すフローチャートである。

[図6A]図6Aは、医療用ヒータの製造方法を説明する図である。

[図6B]図6Bは、医療用ヒータの製造方法を説明する図である。

[図6C]図6Cは、医療用ヒータの製造方法を説明する図である。

[図6D]図6Dは、医療用ヒータの製造方法を説明する図である。

[図7]図7は、抵抗溶接機、皮膜、及び発熱用導線の関係を模式的に示した回路図である。

[図8]図8は、本実施の形態2に係る皮膜に対する発熱用導線の溶接部分を示す図である。

[図9]図9は、本実施の形態3に係る医療用ヒータを示す図である。

[図10]図10は、従来の医療用ヒータの課題を説明する図である。

[図11]図11は、従来の医療用ヒータの課題を説明する図である。

[図12]図12は、従来の医療用ヒータの課題を説明する図である。

[図13]図13は、従来の医療用ヒータの課題を説明する図である。

[図14]図14は、従来の医療用ヒータの課題を説明する図である。

発明を実施するための形態

[0014] 以下に、図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、実施の形

態)について説明する。なお、以下に説明する実施の形態によって本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。

[0015] (実施の形態1)

〔処置システムの概略構成〕

図1は、本実施の形態1に係る処置システム1を示す図である。

処置システム1は、生体組織における処置の対象となる部位（以下、対象部位と記載）に対して熱エネルギーを付与することによって、当該対象部位を処置する。ここで、当該処置とは、例えば、対象部位の凝固及び切開を意味する。この処置システム1は、図1に示すように、処置具2と、制御装置3と、フットスイッチ4とを備える。

[0016] 〔処置具の構成〕

処置具2は、例えば、腹壁を通した状態で対象部位を処置するための外科医療用処置具である。この処置具2は、図1に示すように、ハンドル5と、シャフト6と、把持部7とを備える。

ハンドル5は、術者が手で持つ部分である。そして、このハンドル5には、図1に示すように、操作ノブ51が設けられている。

シャフト6は、略円筒形状を有し、一端がハンドル5に対して接続されている。また、シャフト6の他端には、把持部7が取り付けられている。そして、このシャフト6の内部には、術者による操作ノブ51の操作に応じて、把持部7を構成する第1、第2の把持部材8、9（図1）を開閉させる開閉機構（図示略）が設けられている。ここで、電気ケーブルC（図1）は、一端が制御装置3に対して接続され、ハンドル5及びシャフト6の内部を經由することによって、他端側が把持部7まで配設されている。

[0017] 〔把持部の構成〕

図2は、把持部7を示す図である。

把持部7は、対象部位を把持した状態で当該対象部位を処置する部分である。この把持部7は、図1または図2に示すように、第1、第2の把持部材

8, 9を備える。

第1, 第2の把持部材8, 9は、術者による操作ノブ51の操作に応じて、矢印R1（図2）方向に開閉可能とする。

[0018] 〔第1の把持部材の構成〕

第1の把持部材8は、第2の把持部材9に対向する位置に配設されている。この第1の把持部材8は、第1のジョー10と、第1の断熱部材11と、医療用ヒータ12とを備える。

第1のジョー10は、シャフト6の一部を先端側に延在させた部分であり、把持部7の先端及び基端を結ぶ長手方向に延在する長尺状に形成されている。そして、第1のジョー10は、第2の把持部材9側の面10aによって第1の断熱部材11及び医療用ヒータ12を支持する。

以上説明した第1のジョー10を構成する材料としては、ステンレスやチタン等の金属材料を例示することができる。

[0019] 第1の断熱部材11は、把持部7の長手方向に延在する長尺状の平板である。この第1の断熱部材11は、医療用ヒータ12を構成する発熱部124を挟んでセラミック基板121に対向し、第1のジョー10と医療用ヒータ12との間に配設されている。また、第1の断熱部材11は、例えば、PEEK（ポリエーテルエーテルケトン）等の低い熱伝導率を有する樹脂材料等で構成されている。すなわち、発熱部124に対してセラミック基板121とは反対側に熱伝導率の低い第1の断熱部材11を配設することで、発熱部124によって生じた熱を効率よくセラミック基板121に伝達することが可能となる。

[0020] 図3は、医療用ヒータ12を示す図である。具体的に、図3は、医療用ヒータ12を第1の断熱部材11側から見た図である。図4は、皮膜125に対する発熱用導線C1の溶接部分を示す図である。具体的に、図4は、医療用ヒータ12の長手方向に直交する幅方向に沿って当該溶接部分を見た図である。

医療用ヒータ12は、通電によって発熱するセラミックヒータである。こ

の医療用ヒータ 1 2 は、図 3 または図 4 に示すように、セラミック基板 1 2 1（図 4）と、導電膜 1 2 2（図 4）と、接合層 1 2 3 と、発熱部 1 2 4 と、一对の皮膜 1 2 5 と、電気ケーブル C を構成する一对の配線部材 C 0 と、一对のバイパス部材 1 2 6 とを備える。

[0021] セラミック基板 1 2 1 は、本発明に係る基板に相当する。このセラミック基板 1 2 1 は、把持部 7 の長手方向に延在する長尺状の平板であり、電氣的に絶縁性を有するとともに耐熱性を有する窒化アルミニウムやアルミナ等の高熱伝導性のセラミック材料によって構成されている。

このセラミック基板 1 2 1 において、第 2 の把持部材 9 側の面は、第 1、第 2 の把持部材 8、9 によって対象部位を把持した状態で、導電膜 1 2 2 を経由することによって、当該対象部位に対して熱エネルギーを付与する第 1 の把持面 1 2 1 a（図 4）として機能する。なお、「対象部位に対して熱エネルギーを付与する」とは、発熱部 1 2 4 からの熱を対象部位に伝達することを意味する。

本実施の形態 1 では、第 1 の把持面 1 2 1 a は、平面で構成されているが、これに限らず、凸形状、凹形状等のその他の形状によって構成しても構わない。後述する第 2 の把持面 9 3 1 も同様である。

[0022] 導電膜 1 2 2 は、例えば金属メッキ等によって形成され、第 1 の把持面 1 2 1 a の略全面に設けられている。この導電膜 1 2 2 には、電気ケーブル C を構成する高周波用導線（図示略）が接合されている。

なお、導電膜 1 2 2 を構成する材料としては、金属メッキに限らず、非導電材料及び導電材料を混合させた混合物を採用しても構わない。当該非導電材料としては、P T F E（ポリテトラフルオロエチレン）または P F A（ペルフルオロアルコキシアルカン）等のフッ素系の樹脂及び P A I（ポリアミドイミド）と、P E E K 及びシリカ（二酸化ケイ素）と、P E E K 及びエアロゾルとを例示することができる。この非導電材料は、付加機能として、生体組織の粘着防止、撥水、撥油、耐摩耗、断熱、加色及びハレーション防止等の少なくとも 1 つを有する。また、導電材料は、例えば、銅、銀、または

金等であり、銀であることが好ましい。

[0023] 接合層 123 は、例えば酸化チタン等によって構成され、セラミック基板 121 における第 1 の把持面 121a と表裏をなす背面 121b (図 4) の略全面に設けられている。なお、本実施の形態 1 では、背面 121b の略全面に接合層 123 を設けているが、これに限らず、一对の皮膜 125 を設ける部位にのみ接合層 123 を設けても構わない。この際、接合層 123 を構成する材料としては、酸化チタンに限らず、ニッケル等のその他の材料を採用しても構わない。

[0024] 発熱部 124 は、例えばタンタルやプラチナ等によって構成され、接合層 123 上にスパッタリング等によって形成されている。この発熱部 124 は、セラミック基板 121 の一端側 (図 3 中、右端部側) から他端側 (図 3 中、左端部側) に向けて波状に蛇行しながら延在している。

一对の皮膜 125 は、例えば金等によってそれぞれ構成され、接合層 123 上にスパッタリング等によってそれぞれ形成されている。これら一对の皮膜 125 は、図 3 に示すように、平面視矩形形状を有し、発熱部 124 の両端に導通した状態でそれぞれ設けられている。なお、一对の皮膜 125 を構成する材料としては、金に限らず、ステンレス (SUS) 等を採用しても構わない。

[0025] 一对の配線部材 C0 を構成する各発熱用導線 C1 は、図 3 または図 4 に示すように、一对の皮膜 125 に対してそれぞれ溶接されている。そして、発熱部 124 には、一对の発熱用導線 C1 及び一对の皮膜 125 を経由することによって、制御装置 3 から電圧が印加される。これにより、発熱部 124 は、発熱する。なお、発熱用導線 C1 は、本発明に係る導線に相当する。

一对のバイパス部材 126 は、金属材料によってそれぞれ構成された長尺状の部材である。これら一对のバイパス部材 126 を構成する材料としては、皮膜 125 の電気伝導率以上の電気伝導率を有する材料が好ましい。例えば、皮膜 125 を金によって構成した場合には、バイパス部材 126 を金によって構成することが考えられる。また、例えば、皮膜 125 をステンレス

(SUS)によって構成した場合には、バイパス部材126を金、銀、あるいは銅等によって構成することが考えられる。

以上説明した医療用ヒータ12の製造方法については後述する。

[0026] 〔第2の把持部材の構成〕

第2の把持部材9は、図2に示すように、第2のジョー91と、第2の断熱部材92と、対向板93とを備える。

第2のジョー91は、把持部7の長手方向に延在する長尺形状を有する。そして、第2のジョー91は、基端側が支点P0（図2）を中心としてシャフト6に対して回動可能に軸支され、回動することによって第1の把持部材8に対して開閉する。

なお、本実施の形態1では、第1の把持部材8（第1のジョー10）がシャフト6に固定され、第2の把持部材9（第2のジョー91）がシャフト6に軸支された構成としているが、これに限らない。例えば、第1、第2の把持部材8、9の双方がシャフト6に軸支され、それぞれ回動することによって第1、第2の把持部材8、9が開閉する構成を採用しても構わない。また、例えば、第1の把持部材8がシャフト6に軸支され、第2の把持部材9がシャフト6に固定され、第1の把持部材8が回動することによって第2の把持部材9に対して開閉する構成を採用しても構わない。

[0027] 第2の断熱部材92は、例えばPEEK等の低い熱伝導率を有する樹脂材料等で構成され、第2のジョー91と対向板93との間に配設されている。

対向板93は、導電性材料によって構成され、第2の断熱部材92における第1の把持部材8に対向する面上に固定されている。

この対向板93において、第1の把持部材8側の面は、当該第1の把持部材8との間で対象部位を把持する第2の把持面931として機能する。また、対向板93には、電気ケーブルCを構成する高周波用導線（図示略）が接合されている。そして、導電膜122と対向板93との間には、一対の高周波用導線（図示略）を経由することによって、高周波電流が供給される。すなわち、導電膜122及び対向板93は、高周波電極としてそれぞれ機能す

る。

[0028] 〔制御装置及びフットスイッチの構成〕

フットスイッチ４は、術者が足によって操作する部分である。そして、フットスイッチ４への当該操作に応じて、制御装置３による処置制御が実行される。

なお、当該処置制御を実行させる手段としては、フットスイッチ４に限らず、その他、手によって操作するスイッチ等を採用しても構わない。

制御装置３は、ＣＰＵ（Central Processing Unit）等を含んで構成され、所定のプログラムにしたがって、処置具２を動作させることによって対象部位を処置する処置制御を実行する。

[0029] 〔処置システムの動作〕

次に、上述した処置システム１の動作について説明する。

術者は、処置具２を手で持ち、当該処置具２の先端部分（把持部７及びシャフト６の一部）を、例えば、トロッカ等を用いて腹壁を通してから腹腔内に挿入する。そして、術者は、操作ノブ５１を操作することによって、把持部７により対象部位を把持する。この後、術者は、フットスイッチ４を操作する。そして、制御装置３は、以下に示す処置制御を実行する。

制御装置３は、一対の高周波用導線（図示略）を経由することによって、導電膜１２２と対向板９３との間に高周波電流を供給する。すなわち、対象部位には、高周波電流が流れることによってジュール熱が発生する。また、制御装置３は、導電膜１２２と対向板９３との間への高周波電流の供給と略同時に、一対の発熱用導線Ｃ１及び一対の皮膜１２５を経由することによって、発熱部１２４に電圧を印加する。ここで、制御装置３は、発熱部１２４に供給している電圧値及び電流値から例えば電圧降下法を用いて発熱部１２４の抵抗値を計測する。そして、制御装置３は、発熱部１２４に供給する電力を変更しながら、当該抵抗値を目標抵抗値に到達させる、言い換えれば、発熱部１２４の温度を目標温度に到達させる制御を実行する。すなわち、目標温度に制御された発熱部１２４からの熱がセラミック基板１２１を経由す

ることによって対象部位に伝達される。

以上の処置制御によって、対象部位は、凝固しつつ切開される。

[0030] 〔医療用ヒータの製造方法〕

次に、上述した医療用ヒータ 1 2 の製造方法について説明する。

図 5 は、医療用ヒータ 1 2 の製造方法を示すフローチャートである。図 6 A ないし図 6 D は、医療用ヒータ 1 2 の製造方法を説明する図である。具体的に、図 6 A ないし図 6 D は、図 4 に対応した図である。図 7 は、抵抗溶接機 S W、皮膜 1 2 5、及び発熱用導線 C 1 の関係を模式的に示した回路図である。

なお、以下では、医療用ヒータ 1 2 の製造方法として、皮膜 1 2 5 に対する発熱用導線 C 1 の溶接方法について主に説明する。

まず、作業者は、図 6 A に示すように、皮膜 1 2 5 上に発熱用導線 C 1 を配置する（工程 S 1）。具体的に、作業者は、工程 S 1 において、発熱用導線 C 1 の先端が発熱部 1 2 4 側に位置し、当該発熱用導線 C 1 の長手方向がセラミック基板 1 2 1 の長手方向に略平行となり、さらに、当該発熱用導線 C 1 が皮膜 1 2 5 の中心位置 C e（図 3）を通る状態で、皮膜 1 2 5 上に当該発熱用導線 C 1 を配置する。

[0031] 工程 S 1 の後、作業者は、図 6 B に示すように、皮膜 1 2 5 上にバイパス部材 1 2 6 を配置する（工程 S 2）。ここで、皮膜 1 2 5 を平面的に見た場合に、発熱用導線 C 1 上において、中心位置 C e を挟む 2 つの位置を位置 P 1、P 2（図 3）とする。これら各位置 P 1、P 2 は、本発明に係る当接位置に相当する。また、各位置 P 1、P 2 をそれぞれ通り、当該各位置 P 1、P 2 同士を結ぶ方向に直交する 2 つの仮想線 V L 1、V L 2（図 3）によって皮膜 1 2 5 上の全領域を区画した場合に、当該 2 つの仮想線 V L 1、V L 2 間に位置する領域をバイパス領域 A r B（図 3）とする。そして、作業者は、工程 S 2 において、バイパス領域 A r B 内に位置する状態でバイパス部材 1 2 6 を皮膜 1 2 5 上に配置する。また、バイパス部材 1 2 6 は、2 つの仮想線 V L 1、V L 2 間の長さ寸法、言い換えれば、各位置 P 1、P 2 間の

長さ寸法以上の長さ寸法を有し、当該2つの仮想線VL1, VL2を跨ぐ状態でバイパス領域ArB内に配置される。なお、バイパス部材126は、工程S2において、発熱用導線C1に当接した状態で配置されてもよく、あるいは、発熱用導線C1に当接しない状態で配置されてもよい。

[0032] 工程S2の後、作業者は、図6Cに示すように、発熱用導線C1上の各位置P1, P2に抵抗溶接機SWにおける一对の溶接電極EL1, EL2をそれぞれ当接させる（工程S3）。

工程S3の後、作業者は、一对の溶接電極EL1, EL2を図6D中、下方側に移動させることによって発熱用導線C1を皮膜125に対して加圧しながら（工程S4）、当該一对の溶接電極EL1, EL2間に電流を流す（工程S5）。これにより、発熱用導線C1と皮膜125との界面の接触抵抗CR（図6D, 図7）には、ジュール熱が発生する。そして、当該ジュール熱により、発熱用導線C1と皮膜125とは、それぞれ溶融し、互いに接合される。なお、皮膜125において接触抵抗CRが位置する領域は、本発明に係る溶接領域に相当する。

[0033] 以上説明した本実施の形態1によれば、以下の効果を奏する。

本実施の形態1に係る医療用ヒータ12の製造方法では、一对の溶接電極EL1, EL2間に電流を流すことによって発熱用導線C1と皮膜125とを溶接する工程S5の前に、当該皮膜125上に金属製のバイパス部材126を配置する工程S2を実行する。当該工程S2によって、バイパス部材126は、図7に示すように、抵抗溶接機SWに対して、皮膜125と発熱用導線C1とにそれぞれ並列に配置されることとなる。また、バイパス部材126の電気伝導率は、皮膜125の電気伝導率以上である。このため、皮膜125及び発熱用導線C1の溶接対象物における接触抵抗CRの抵抗値によって、工程S5において、過電流が流れたとしても、当該過電流の大部分をバイパス部材126に流し、当該溶接対象物に流れる電流値を小さくすることができる。すなわち、溶接対象物が過電流によって受けるダメージを小さくすることができる。

したがって、本実施の形態１によれば、皮膜１２５と発熱用導線Ｃ１との結合強度を向上させることができる、という効果を奏する。

また、皮膜１２５と発熱用導線Ｃ１との結合強度を安定化させることができるため、発熱部１２４の抵抗値を精度良く計測することができ、当該抵抗値を用いて、当該発熱部１２４を目標温度に精度良く制御することができる。

[0034] 特に、本実施の形態１では、工程Ｓ２において、バイパス部材１２６は、バイパス領域ＡｒＢ内に位置する状態で皮膜１２５上に配置される。また、バイパス部材１２６は、２つの仮想線ＶＬ１、ＶＬ２間の長さ寸法以上の長さ寸法を有し、当該２つの仮想線ＶＬ１、ＶＬ２を跨ぐ状態でバイパス領域ＡｒＢ内に配置される。

このため、例えば、バイパス部材１２６をバイパス領域ＡｒＢ外に位置する状態で皮膜１２５上に配置した場合や、バイパス領域ＡｒＢ内においてバイパス部材１２６の長手方向が２つの仮想線ＶＬ１、ＶＬ２に平行となる状態でバイパス部材１２６を皮膜１２５上に配置した場合と比較して、上述した過電流の大部分をバイパス部材１２６に効果的に流すことができる。すなわち、溶接対象物が過電流によって受けるダメージを効果的に小さくすることができる。

[0035] また、本実施の形態１では、皮膜１２５は、金の薄膜である。

このため、皮膜１２５の材料として、その他の材料を採用した場合と比較して、皮膜１２５の表面状態を安定化させることができる。すなわち、溶接対象物毎に接触抵抗ＣＲの抵抗値が変動することを抑制することができる。

[0036] また、本実施の形態１では、本発明に係る基板として、セラミック基板１２１を採用している。

このため、発熱部１２４からの熱を対象部位に伝達させる伝熱板としての機能をセラミック基板１２１に持たせることができる。すなわち、伝熱板を別途、設ける必要がなく、医療用ヒータ１２の部品点数の削減、及び小型化を図ることができる。

[0037] また、本実施の形態１では、セラミック基板１２１と皮膜１２５との間には、接合層１２３が設けられている。

このため、当該接合層１２３によって、セラミック基板１２１に対する皮膜１２５の接合強度を向上させることができる。

[0038] （実施の形態２）

次に、本実施の形態２について説明する。

以下の説明では、上述した実施の形態１と同様の構成には同一符号を付し、その詳細な説明は省略または簡略化する。

本実施の形態２では、上述した実施の形態１に対して、皮膜１２５に対する発熱用導線Ｃ１の溶接方法（本発明に係る医療用ヒータ１２の製造方法）が異なる。

図８は、本実施の形態２に係る皮膜１２５に対する発熱用導線Ｃ１の溶接部分を示す図である。具体的に、図８は、当該溶接部分を第１の断熱部材１１側から見た図である。

以下、本実施の形態２に係る医療用ヒータ１２Ａの製造方法について、図５及び図８を参照しつつ説明する。

[0039] 先ず、作業者は、図８に示すように、発熱用導線Ｃ１を第１の導線部Ｃ１１と第２の導線部Ｃ１２との二束に分岐させる。そして、作業者は、皮膜１２５上に発熱用導線Ｃ１を配置する（工程Ｓ１）。具体的に、作業者は、工程Ｓ１において、第１、第２の導線部Ｃ１１、Ｃ１２の先端が発熱部１２４側にそれぞれ位置し、第１、第２の導線部Ｃ１１、Ｃ１２にて中心位置Ｃ_eを挟む状態で、皮膜１２５上に当該第１、第２の導線部Ｃ１１、Ｃ１２を配置する。

[0040] 工程Ｓ１の後、作業者は、図８に示すように、皮膜１２５上にバイパス部材１２６を配置する（工程Ｓ２）。ここで、皮膜１２５を平面的に見た場合に、第１、第２の導線部Ｃ１１、Ｃ１２上において、中心位置Ｃ_eを挟む２つの位置を位置Ｐ３、Ｐ４（図８）とする。これら各位置Ｐ３、Ｐ４は、本発明に係る当接位置に相当する。また、各位置Ｐ３、Ｐ４をそれぞれ通り、

当該各位置 P 3, P 4 同士を結ぶ方向に直交する 2 つの仮想線 V L 3, V L 4 (図 8) によって皮膜 1 2 5 上の全領域を区画した場合に、当該 2 つの仮想線 V L 1, V L 2 間に位置する領域をバイパス領域 A r B (図 8) とする。そして、作業者は、工程 S 2 において、バイパス領域 A r B 内に位置する状態でバイパス部材 1 2 6 を皮膜 1 2 5 上に配置する。また、バイパス部材 1 2 6 は、2 つの仮想線 V L 3, V L 4 間の長さ寸法、言い換えれば、各位置 P 3, P 4 間の長さ寸法以上の長さ寸法を有し、当該 2 つの仮想線 V L 3, V L 4 を跨ぐ状態でバイパス領域 A r B 内に配置される。なお、バイパス部材 1 2 6 は、工程 S 2 において、発熱用導線 C 1 に当接した状態で配置されてもよく、あるいは、発熱用導線 C 1 に当接しない状態で配置されてもよい。

[0041] 工程 S 2 の後、作業者は、図 8 に示すように、第 1, 第 2 の導線部 C 1 1, C 1 2 上の各位置 P 3, P 4 に抵抗溶接機 S W における一对の溶接電極 E L 1, E L 2 をそれぞれ当接させる (工程 S 3)。

工程 S 3 の後、作業者は、一对の溶接電極 E L 1, E L 2 を移動させることによって第 1, 第 2 の導線部 C 1 1, C 1 2 を皮膜 1 2 5 に対して加圧しながら (工程 S 4)、当該一对の溶接電極 E L 1, E L 2 間に電流を流す (工程 S 5)。これにより、第 1, 第 2 の導線部 C 1 1, C 1 2 と皮膜 1 2 5 との界面の接触抵抗 (図示略) には、ジュール熱が発生する。そして、当該ジュール熱により、第 1, 第 2 の導線部 C 1 1, C 1 2 と皮膜 1 2 5 とは、それぞれ溶融し、互いに接合される。

[0042] 以上説明した本実施の形態 2 によれば、上述した実施の形態 1 と同様の効果の他、以下の効果を奏する。

本実施の形態 2 に係る医療用ヒータ 1 2 A の製造方法では、工程 S 2 において、二束に分岐した発熱用導線 C 1 を皮膜 1 2 5 上に配置する。また、工程 S 3 において、第 1, 第 2 の導線部 C 1 1, C 1 2 上の各位置 P 3, P 4 に一对の溶接電極 E L 1, E L 2 をそれぞれ当接させる。そして、工程 S 5 において、一对の溶接電極 E L 1, E L 2 間に電流を流すことによって第 1

、第2の導線部C 1 1、C 1 2と皮膜1 2 5とをそれぞれ溶接する。

このため、仮に、工程S 5において、溶接対象物に過電流が流れることによって、位置P 3、P 4を区画する状態で、皮膜1 2 5が分断されてしまった場合であっても、分断された一方の皮膜1 2 5を経由することによって、一方の第1の導線部C 1 1と発熱部1 2 4とが導通した状態を維持することができる。すなわち、当該一方の皮膜1 2 5及び当該一方の第1の導線部C 1 1を経由することによって、発熱部1 2 4に通電することができる。

[0043] (実施の形態3)

次に、本実施の形態3について説明する。

以下の説明では、上述した実施の形態1と同様の構成には同一符号を付し、その詳細な説明は省略または簡略化する。

図9は、本実施の形態3に係る医療用ヒータ1 2 Bを示す図である。具体的に、図9は、図3に対応した図である。

本実施の形態3に係る医療用ヒータ1 2 Bは、図9に示すように、上述した実施の形態1で説明した医療用ヒータ1 2に対して、一对のバイパス部材1 2 6を備えていない。

具体的に、医療用ヒータ1 2 Bは、上述した実施の形態1で説明した医療用ヒータ1 2の製造方法により、皮膜1 2 5に対して発熱用導線C 1を溶接した後、バイパス部材1 2 6を取り除いたものである。このため、皮膜1 2 5上のバイパス領域A r Bには、図9に示すように、バイパス部材1 2 6が取り除かれた痕M Aが残っている。

[0044] 以上説明した本実施の形態3のように、皮膜1 2 5に対して発熱用導線C 1を溶接した後、バイパス部材1 2 6を取り除いた場合であっても、上述した実施の形態1と同様の効果を奏する。

[0045] (その他の実施形態)

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態1～3によってのみ限定されるべきものではない。

上述した実施の形態1～3では、本発明に係る医療用ヒータ(1 2、1 2

A, 12B)として、セラミックヒータを採用していたが、これに限らない。例えば、本発明に係る医療用ヒータとして、ポリイミド等の電氣的に絶縁性を有する材料によって構成されたシート状の基板に本発明に係る発熱部及び皮膜を設けたシートヒータを採用しても構わない。

上述した実施の形態1～3においては、発熱部124の形状は、上述した実施の形態1～3において説明した形状に限らず、例えば、セラミック基板121の外縁形状に倣うU字形状に沿って延在した形状としても構わない。

[0046] 上述した実施の形態1～3において、バイパス部材126を配置する姿勢は、上述した実施の形態1～3で説明した姿勢に限らず、仮想線VL1, VL2 (VL3, VL4)に平行となる姿勢でなければ、いずれの姿勢で配置しても構わない。

また、医療用ヒータ12 (12A, 12B)の製造方法を示すフローは、上述した実施の形態1～3において説明したフローチャート(図5)における工程の順序に限らず、矛盾のない範囲で変更しても構わない。例えば、工程S1と工程S2とを逆に実行しても構わない。

[0047] 上述した実施の形態1～3では、第1の把持部材8にのみ本発明に係る医療用ヒータ12 (12A, 12B)を設けていたが、これに限らない。第1, 第2の把持部材8, 9の双方に本発明に係る医療用ヒータ12 (12A, 12B)を設けても構わない。

符号の説明

- [0048]
- 1 処置システム
 - 2 処置具
 - 3 制御装置
 - 4 フットスイッチ
 - 5 ハンドル
 - 6 シャフト
 - 7 把持部
 - 8 第1の把持部材

9 第2の把持部材
10 第1のジョー
10a 面
11 第1の断熱部材
12, 12A, 12B 医療用ヒータ
51 操作ノブ
91 第2のジョー
92 第2の断熱部材
93 対向板
100 医療用ヒータ
101 基板
102 発熱部
103 皮膜
104 配線部材
104a 導線
121 セラミック基板
121a 第1の把持面
121b 背面
122 導電膜
123 接合層
124 発熱部
125 皮膜
126 バイパス部材
931 第2の把持面
ArB バイパス領域
C 電気ケーブル
C0 配線部材
C1 発熱用導線

C 1 1 第 1 の導線部
C 1 2 第 2 の導線部
C e 中心位置
C R 接触抵抗（溶接領域）
E L 1 , E L 2 溶接電極
M A 痕
P O 支点
P 1 ~ P 6 当接位置
R 1 矢印
S W 抵抗溶接機
V L 1 ~ V L 4 仮想線

請求の範囲

- [請求項1] 電氣的に絶縁性を有する基板と、当該基板に設けられるとともに通電によって発熱する発熱部と、当該基板に設けられるとともに当該発熱部に対して導通する金属製の皮膜と、当該皮膜に対して接合された配線部材とを備えた医療用ヒータの製造方法であって、
- 前記皮膜上に前記配線部材の導線を配置する工程と、
- 前記皮膜上に金属製のバイパス部材を配置する工程と、
- 前記導線に対して一对の溶接電極を当接させる工程と、
- 前記一对の溶接電極間に電流を流すことによって前記導線と前記皮膜とを溶接する工程とを備える医療用ヒータの製造方法。
- [請求項2] 前記導線を前記皮膜に向けて加圧する工程をさらに備える、請求項1に記載の医療用ヒータの製造方法。
- [請求項3] 前記皮膜には、
- バイパス領域が設けられ、
- 前記皮膜上に金属製のバイパス部材を配置する工程では、
- 少なくとも一部が前記バイパス領域内に位置する状態で前記バイパス部材を配置する、請求項1に記載の医療用ヒータの製造方法。
- [請求項4] 前記バイパス領域は、
- 前記導線に対する前記一对の溶接電極の各当接位置をそれぞれ通り、当該各当接位置同士を結ぶ方向に直交する2つの仮想線によって前記皮膜上の全領域を区画した場合に、当該2つの仮想線間に位置する領域である、請求項3に記載の医療用ヒータの製造方法。
- [請求項5] 前記バイパス部材は、
- 前記2つの仮想線間の長さ寸法以上の長さ寸法を有する長尺状に形成され、
- 前記皮膜上に金属製のバイパス部材を配置する工程では、
- 前記2つの仮想線を跨ぐ状態で前記バイパス部材を配置する、請求項4に記載の医療用ヒータの製造方法。

- [請求項6] 前記皮膜上に前記配線部材の導線を配置する工程では、
前記導線を二束に分岐した状態で当該導線を配置し、
前記導線に対して一对の溶接電極を当接させる工程では、
二束に分岐した一方の前記導線に対して一方の前記溶接電極を当接させ、他方の前記導線に対して他方の前記溶接電極を当接させ、
前記導線と前記皮膜とを溶接する工程では、
二束に分岐した双方の前記導線と前記皮膜とをそれぞれ溶接する、
請求項1に記載の医療用ヒータの製造方法。
- [請求項7] 前記皮膜は、
金の薄膜である、請求項1に記載の医療用ヒータの製造方法。
- [請求項8] 前記バイパス部材の電気伝導率は、
前記皮膜の電気伝導率以上である、請求項1に記載の医療用ヒータの製造方法。
- [請求項9] 前記基板は、
セラミック基板である、請求項1に記載の医療用ヒータの製造方法。
- [請求項10] 電氣的に絶縁性を有する基板と、
前記基板に設けられ、通電によって発熱する発熱部と、
前記基板に設けられ、前記発熱部に対して導通する金属製の皮膜と、
前記皮膜に対して導線の一部が溶接された配線部材とを備え、
前記皮膜には、
金属製のバイパス部材が配置されるバイパス領域と、
前記導線の一部が溶接される溶接領域とが設けられている医療用ヒータ。
- [請求項11] 少なくとも一部が前記バイパス領域内に位置する状態で配置された前記バイパス部材をさらに備える、請求項10に記載の医療用ヒータ。

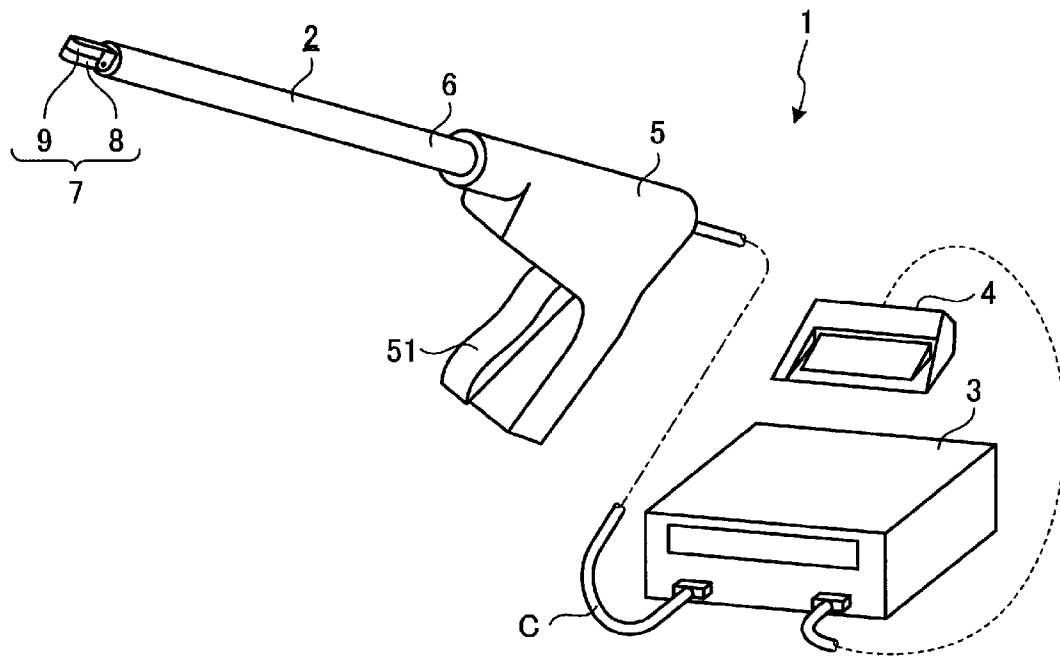
- [請求項12] 前記バイパス領域は、
前記皮膜と前記導線とを溶接する際に当該導線に当接される一对の溶接電極の各当接位置をそれぞれ通り、当該各当接位置同士を結ぶ方向に直交する2つの仮想線によって当該皮膜上の全領域を区画した場合に、当該2つの仮想線間に位置する領域である、請求項11に記載の医療用ヒータ。
- [請求項13] 前記バイパス部材は、
前記2つの仮想線間の長さ寸法以上の長さ寸法を有する長尺状に形成され、前記2つの仮想線を跨ぐ状態で配置されている、請求項12に記載の医療用ヒータ。
- [請求項14] 前記バイパス部材の電気伝導率は、
前記皮膜の電気伝導率以上である、請求項11に記載の医療用ヒータ。
- [請求項15] 前記導線は、
二束に分岐され、前記皮膜に対してそれぞれ溶接された第1の導線部と第2の導線部とを有する、請求項10に記載の医療用ヒータ。
- [請求項16] 前記バイパス領域には、
前記バイパス部材が取り除かれた痕がある、請求項10に記載の医療用ヒータ。
- [請求項17] 前記皮膜は、
金の薄膜である、請求項10に記載の医療用ヒータ。
- [請求項18] 前記基板は、
セラミック基板である、請求項10に記載の医療用ヒータ。
- [請求項19] 前記基板と前記皮膜との間には、
当該基板と当該皮膜とを接合する接合層が設けられている、請求項10に記載の医療用ヒータ。
- [請求項20] 請求項10に記載の医療用ヒータを備える処置具。
- [請求項21] 請求項20に記載の処置具と、

前記導線及び前記皮膜を経由することによって前記発熱部に通電する制御装置とを備え、

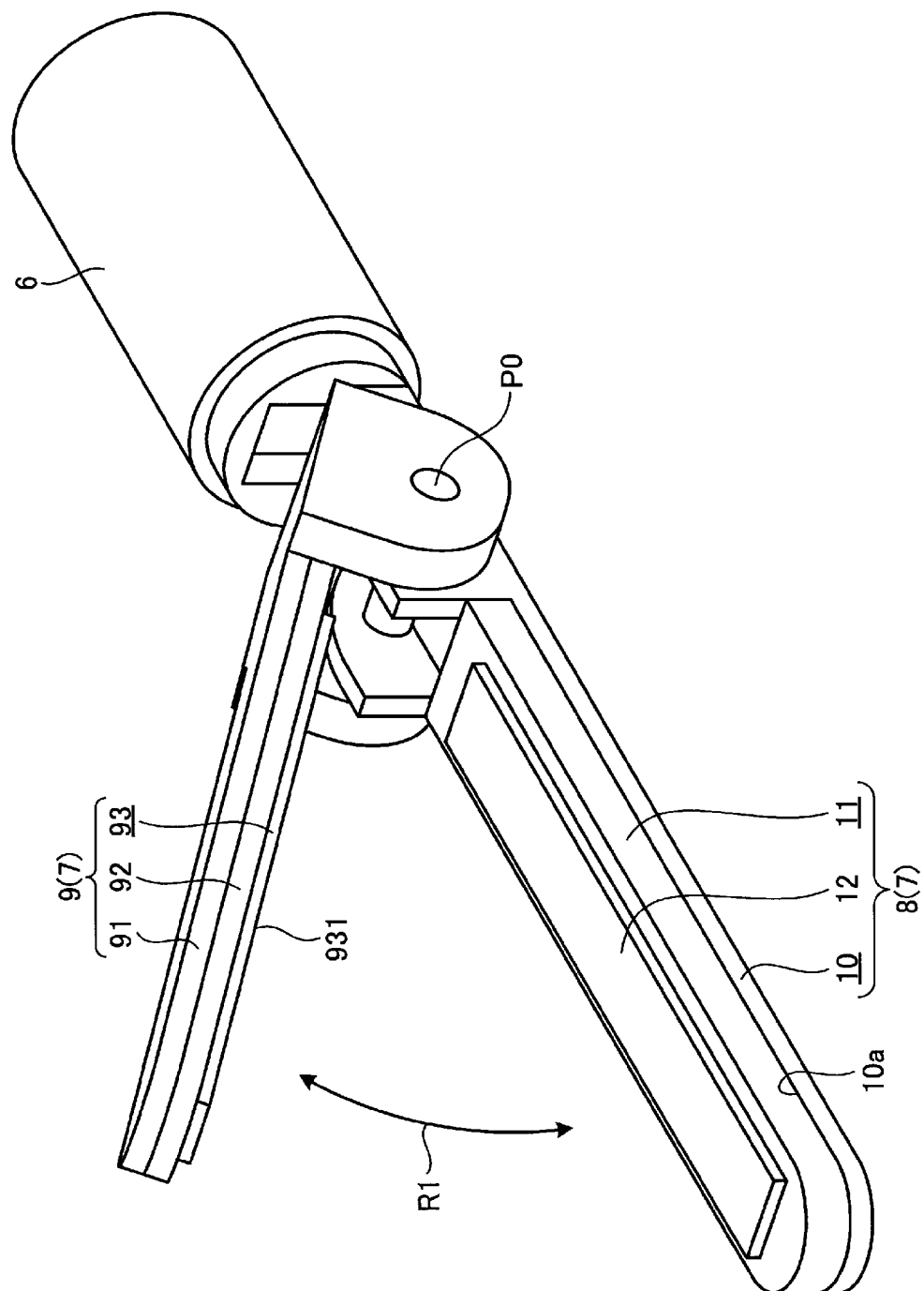
前記制御装置は、

前記発熱部の抵抗値を計測し、当該抵抗値に基づいて、当該発熱部を目標温度に制御する処置システム。

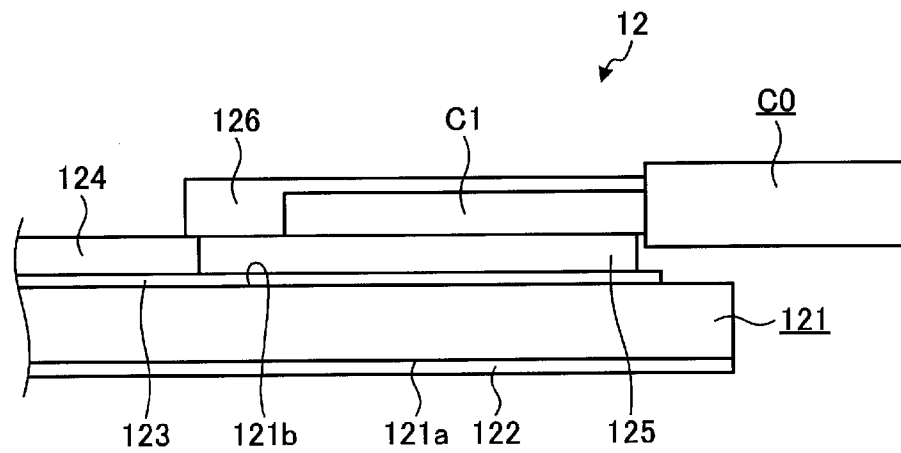
[図1]



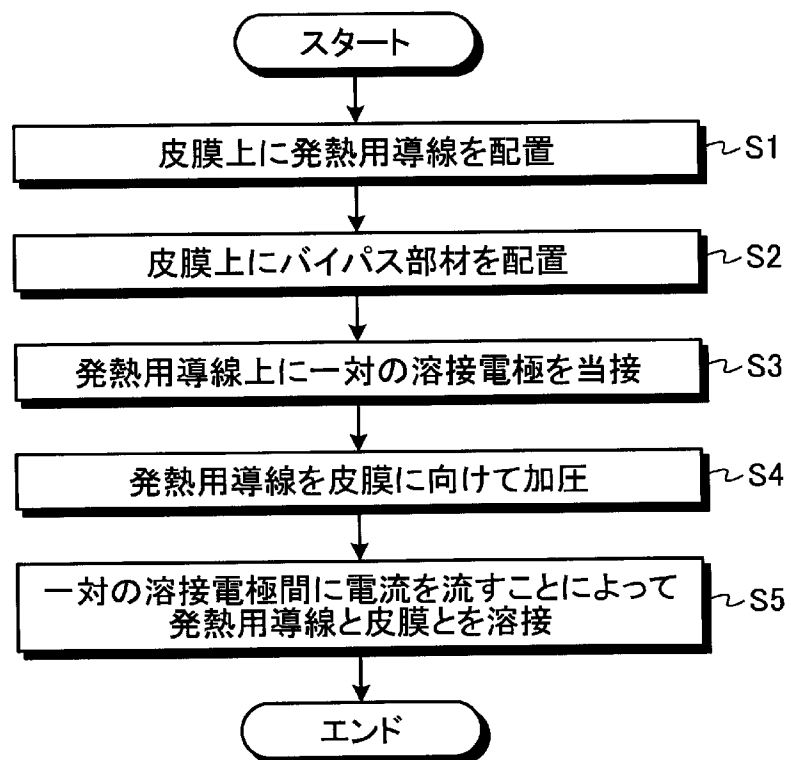
[図2]



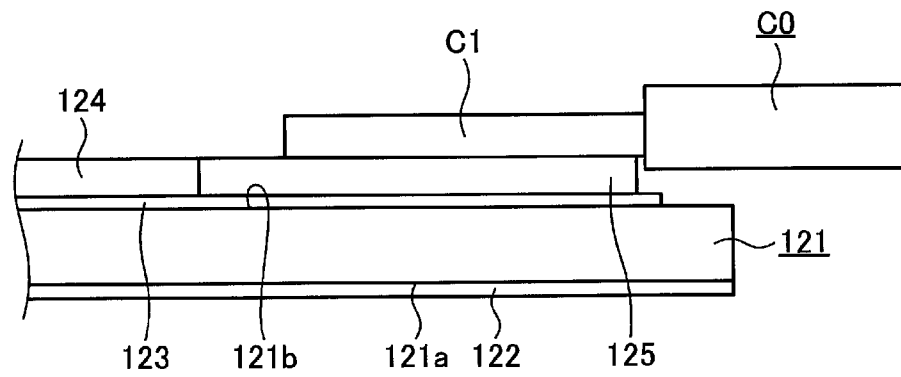
[図4]



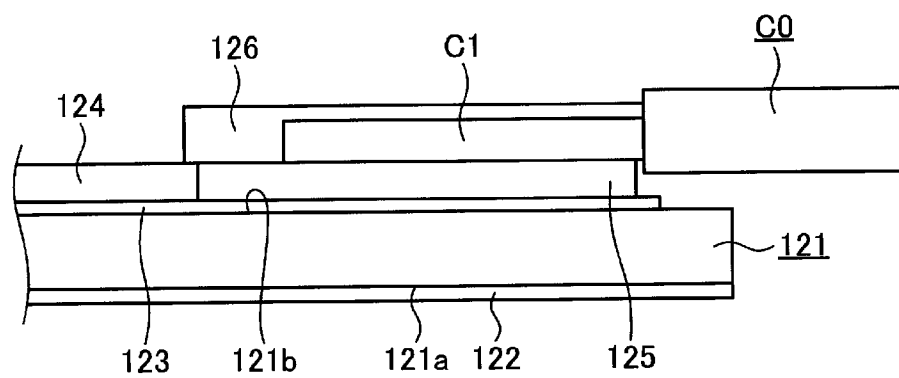
[図5]



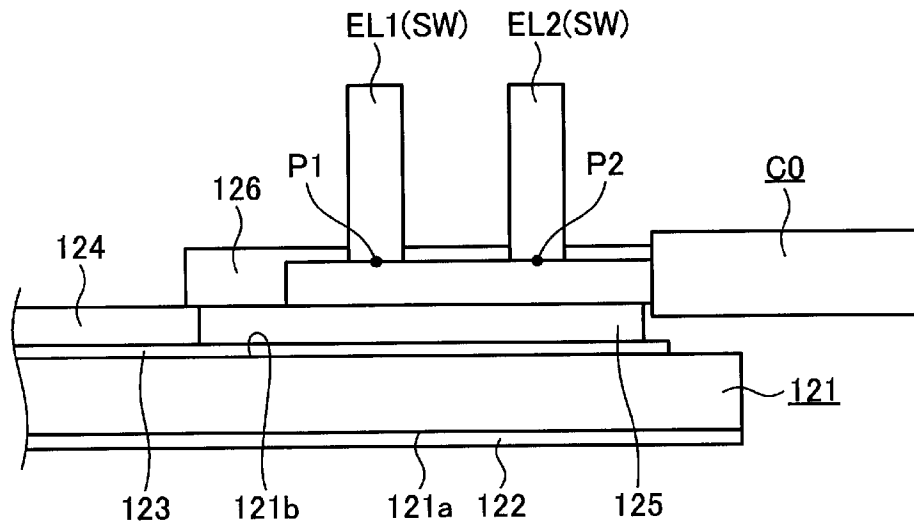
[図6A]



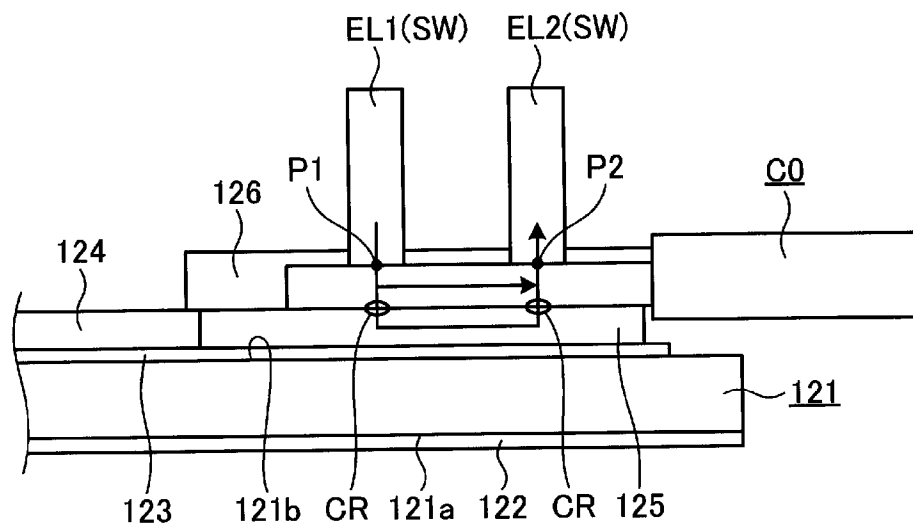
[図6B]



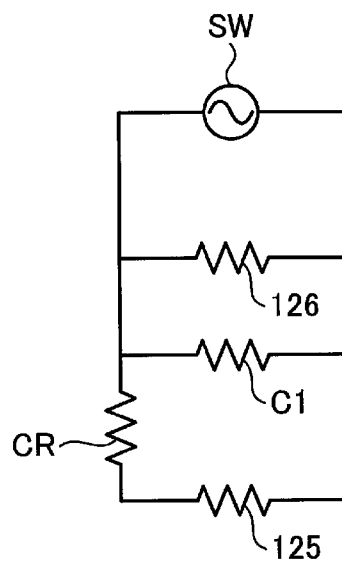
[図6C]



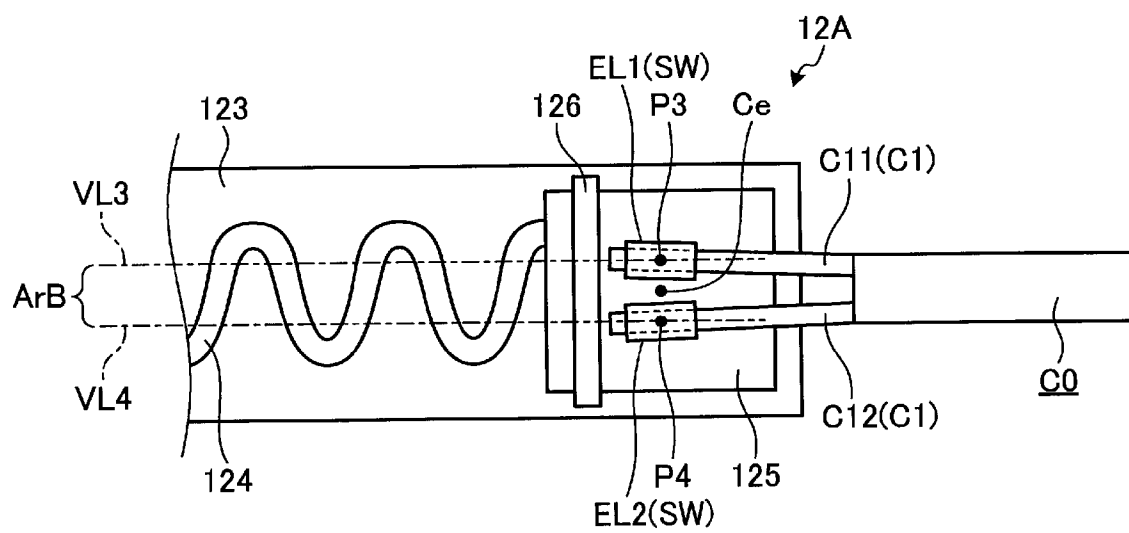
[図6D]



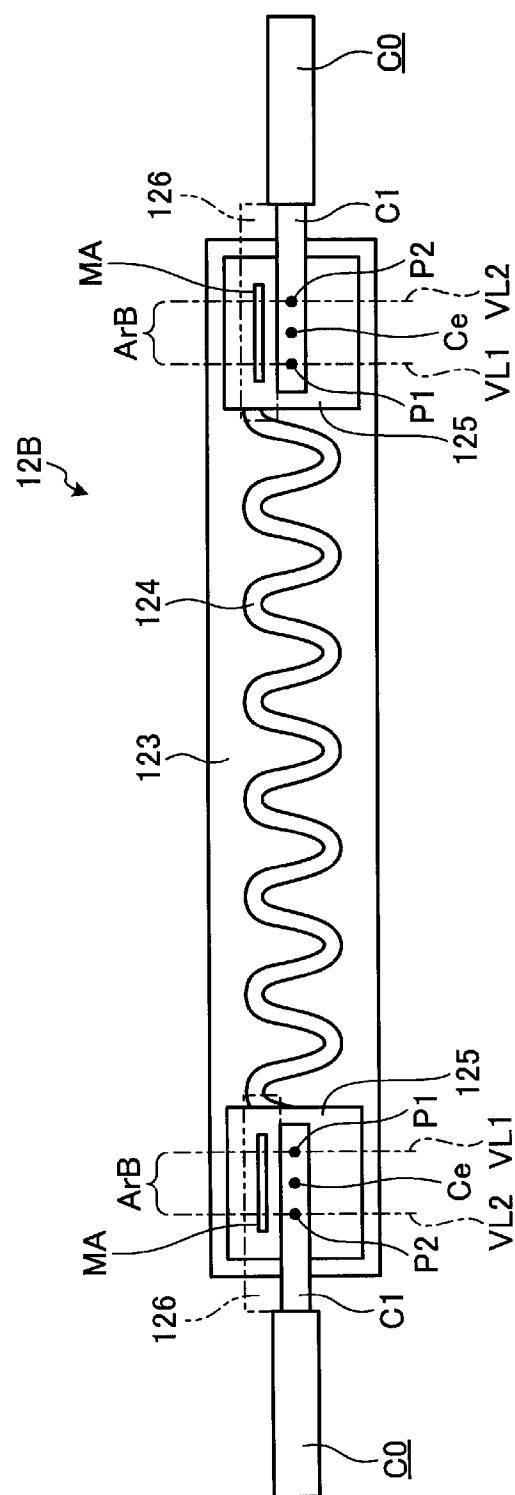
[図7]



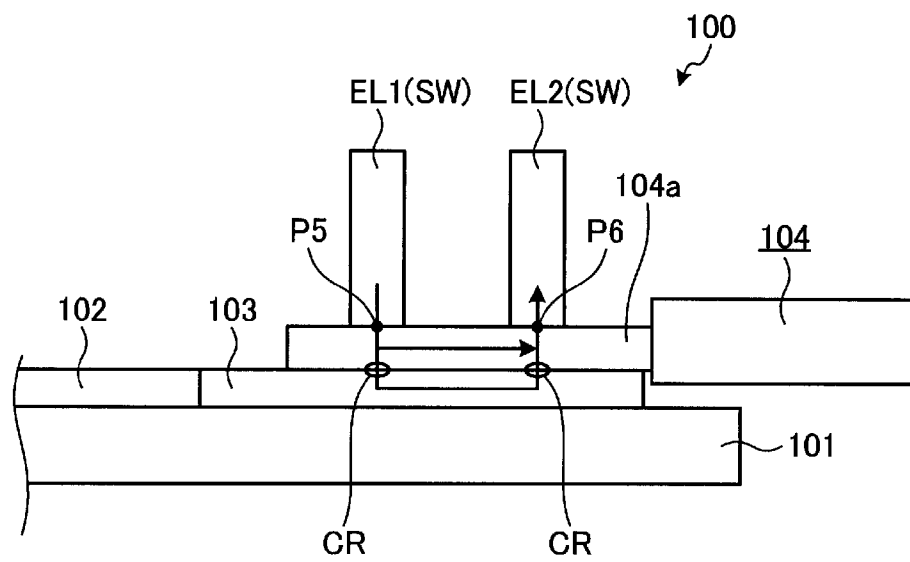
[図8]



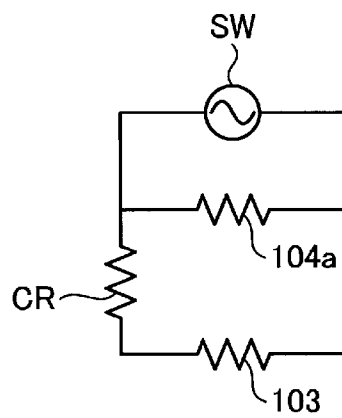
[図9]



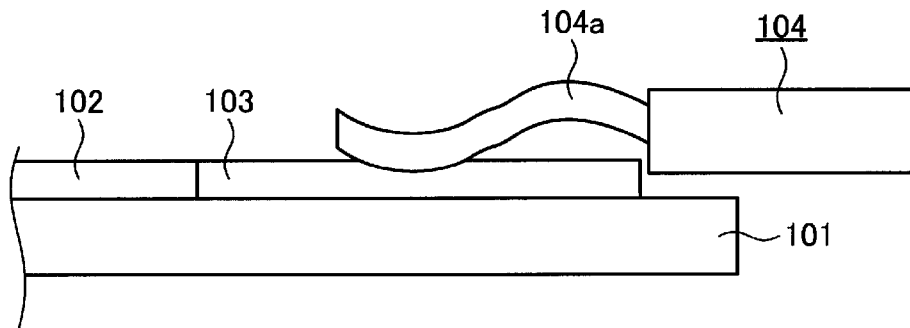
[図10]



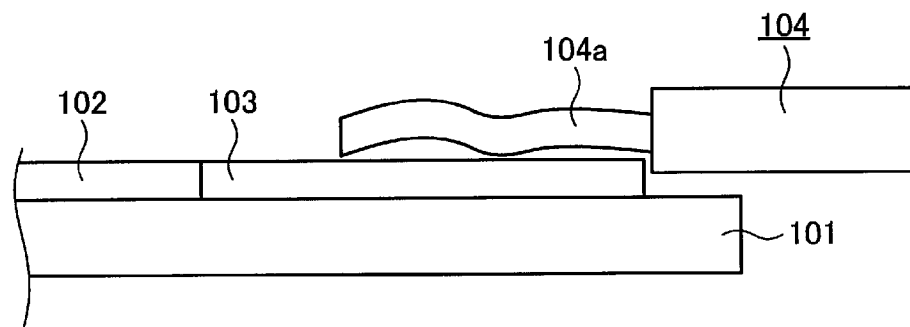
[図11]



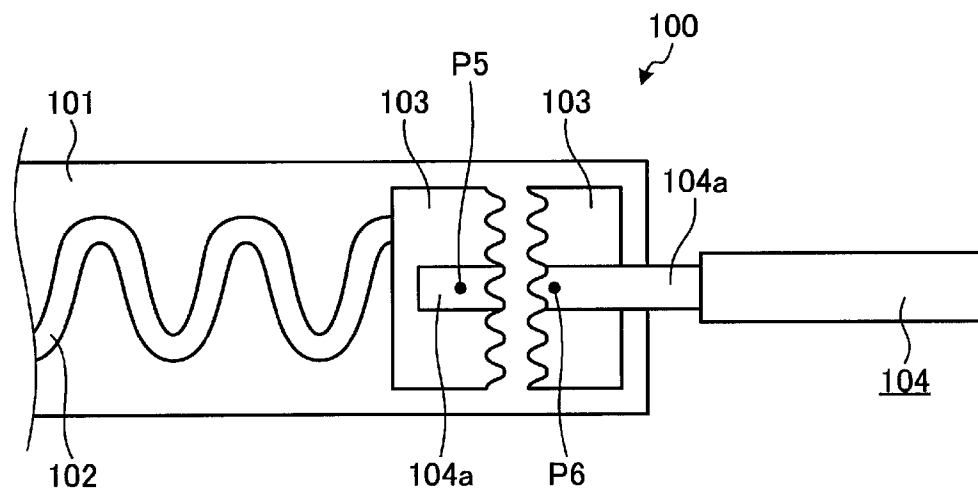
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/018308

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl. A61B18/08 (2006.01) i, B23K11/11 (2006.01) i, H01R4/02 (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)

Int. Cl. A61B18/08, B23K11/11, H01R4/02

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018

Registered utility model specifications of Japan 1996-2018

Published registered utility model applications of Japan 1994-2018

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	WO 2016/189713 A1 (OLYMPUS CORP.) 01 December 2016, paragraph [0053] & US 2018/0028254 A1, paragraph [0154]	1-21
A	WO 2016/189716 A1 (OLYMPUS CORP.) 01 December 2016, paragraph [0040] & US 2018/0055555 A1, paragraph [0119]	1-21
A	JP 2000-54106 A (MITSUBISHI HEAVY INDUSTRIES, LTD.) 22 February 2000, fig. 3 (Family: none)	1-21
A	JP 2014-154345 A (HITACHI MAXELL, LTD.) 25 August 2014, fig. 8, 10 & WO 2014/122960 A1	1-21



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
10.07.2018

Date of mailing of the international search report
24.07.2018

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

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No. PCT/JP2018/018308
--

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 3-221270 A (NIPPON STEEL CORP.) 30 September 1991, fig. 1 (Family: none)	1-21
A	US 2016/0279730 A1 (THYSSENKRUPP STEEL EUROPE AG) 29 September 2016, fig. 1a-1c & DE 102015104635 B3, fig. 1a-1c	1-21

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, B23K11/11(2006.01)i, H01R4/02(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, B23K11/11, H01R4/02

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	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018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	WO 2016/189713 A1（オリンパス株式会社） 2016.12.01, 段落[0053] & US 2018/0028254 A1, 段落[0154]	1-21
A	WO 2016/189716 A1（オリンパス株式会社） 2016.12.01, 段落[0040] & US 2018/0055555 A1, 段落[0119]	1-21

☒ 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

10.07.2018

国際調査報告の発送日

24.07.2018

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）

中村 一雄

31

3324

電話番号 03-3581-1101 内線 3386

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2000-54106 A (三菱重工業株式会社) 2000.02.22, 第3図 (ファミリーなし)	1-21
A	JP 2014-154345 A (日立マクセル株式会社) 2014.08.25, 第8, 10図 & WO 2014/122960 A1	1-21
A	JP 3-221270 A (新日本製鐵株式会社) 1991.09.30, 第1図 (ファミリーなし)	1-21
A	US 2016/0279730 A1 (THYSSENKRUPP STEEL EUROPE AG) 2016.09.29, 第1a-1c図 & DE 102015104635 B3, 第1a-1c図	1-21