

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017 年 8 月 3 日(03.08.2017)



(10) 国際公開番号

WO 2017/130384 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 18/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/052714
- (22) 国際出願日: 2016 年 1 月 29 日(29.01.2016)
- (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]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 銅 庸高(AKAGANE, Tsunetaka); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外(KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050014 東京都港区芝 3 丁目 2 3 番 1 号 セレスティン芝三井ビルディング 1 1 階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,

BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

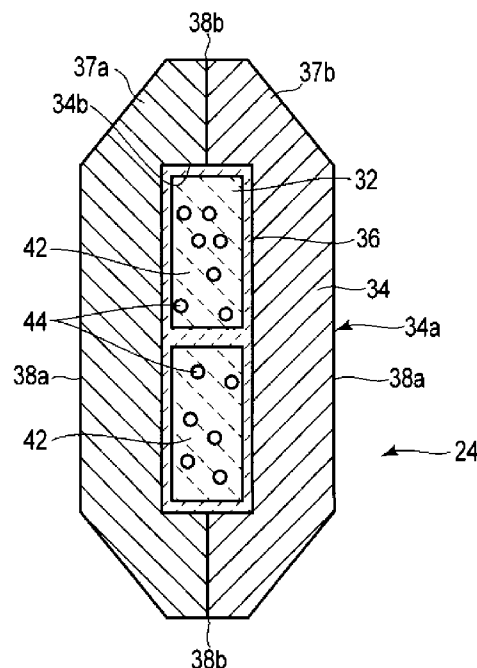
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,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

(54) Title: TREATMENT INSTRUMENT AND TREATMENT SYSTEM

(54) 発明の名称: 処置具及び処置システム



(57) Abstract: This treatment instrument is provided with a treatment unit containing an electrothermal member that is formed by mixing a conductive material into a non-conductive material and is resistively heated when a current flows between one end and the other end. A living tissue is treated by the treatment unit using heat generated by resistively heating the electrothermal member.

(57) 要約: 処置具は、非導電性材中に導電性材が混合されて形成され、一端と他端との間に電流を流したときに、抵抗加熱させる電熱部材を有する処置部を備える。電熱部材に対し、抵抗加熱することによって発生させた熱を用い、処置部で生体組織を処置する。

WO 2017/130384 A1

明 細 書

発明の名称： 処置具及び処置システム

技術分野

[0001] 本発明は、処置部で発生させた熱を用いて処置対象を処置する処置具及び処置システムに関する。

背景技術

[0002] 例えば特開 2 0 0 5 - 1 3 7 6 7 9 号公報には、体腔内などに処置部を挿入して使用される処置具が開示されている。この処置具の処置部は、薄膜抵抗加熱素子、厚膜抵抗加熱素子、セラミックヒーター、PTCヒーター等のように、通電されることにより熱を発生する発熱部を有する。薄膜抵抗加熱素子は、セラミック材や金属基板に薄膜形成法で電熱線のパターンを形成している。厚膜抵抗加熱素子は、セラミック材又は金属の基板に厚膜形成法で電熱線のパターンを形成している。

[0003] 発熱部の電熱線の温度を安全に上昇させるためには、電熱線の電気抵抗を大きくする必要がある。例えば、電熱線を細く、かつ、長くする、具体的な一例として、電熱線を曲がりくねった形状に形成して電熱線の一端から他端までの経路長を長くすることで、電熱線の電気抵抗を上昇させている。

[0004] しかしながら、電熱線を細く、曲がりくねった形状に長く形成するには、製造が面倒であり、電熱線の強度を維持するのが難しくなり得る。

[0005] また、温度変化による電気抵抗の変化が大きいほうが、温度制御性が良くなるが、従来の構造では限界がある。

発明の概要

[0006] この発明は、温度制御性が良好で、製造が容易で、強度の維持が容易な、処置部で発生させた熱を用いて処置対象を処置する処置具及び処置システムを提供することを目的とする。

[0007] この発明の一態様に係る処置具は、非導電性材中に、導電性材が混合されて形成され、一端と他端との間に電流を流したときに抵抗加熱させる電熱部

材を有する処置部を備える。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]図 1 は、第 1 実施形態に係る処置システムを示す概略図である。

[図2A]図 2 A は、第 1 実施形態に係る処置システムの処置具の処置部が有する電熱部材及び伝熱板を示す概略的な断面図である。

[図2B]図 2 B は、第 1 実施形態に係る処置システムの処置具の処置部が有する電熱部材、絶縁層及び伝熱板を示す概略的な断面図である。

[図3A]図 3 A は、第 1 実施形態に係る処置システムの処置具の処置部が有する電熱部材の概略図である。

[図3B]図 3 B は、第 1 実施形態の変形例に係る処置システムの処置具の処置部が有する電熱部材の概略図である。

[図4]図 4 は、第 1 実施形態に係る処置システムの処置具の処置部が有する電熱部材の温度と電気抵抗値との関係を示す概略的なグラフである。

[図5A]図 5 A は、第 1 実施形態に係る処置システムの処置具の処置部及びハウジングの処置部近傍の部位を示す概略的な斜視図である。

[図5B]図 5 B は、図 5 A 中の 5 B－5 B 線に沿う位置の概略的な断面図である。

[図6]図 6 は、第 2 実施形態に係る処置システムを示す概略図である。

[図7A]図 7 A は、第 2 実施形態に係る処置システムの処置具の処置部の、図 6 中の 7 A－7 A 線に沿う概略的な断面図である。

[図7B]図 7 B は、第 2 実施形態の変形例に係る処置システムの処置具の処置部の、図 6 中の 7 A－7 A 線に沿う概略的な断面図である。

[図8]図 8 は、第 3 実施形態に係る処置システムを示す概略図である。

[図9]図 9 は、図 8 中の 1 X－1 X 線に沿う位置の概略的な断面図である。

発明を実施するための形態

[0009] 以下、図面を参照しながらこの発明を実施するための形態について説明する。

まず、第 1 実施形態について、図 1 から図 5 B を用いて説明する。

- [0010] 図 1 に示すように、この実施形態に係る処置システム 10 は、処置具 12 と、処置具 12 にエネルギーを付加するエネルギー源 14 とを有する。
- [0011] 処置具 12 は、術者に把持される電気絶縁性を有するハウジング 22 と、処置対象に対して当接させて処置を行う処置部 24 とを有する。
- [0012] 図 2 A 及び図 2 B に示すように、処置部 24 は、電流を流すと抵抗加熱（発熱）する電熱部材（発熱部）32 と、電熱部材 32 の熱を電熱する伝熱体（伝熱部材）34 とを有する。
- [0013] ここで、体腔内に挿入される処置部 24（図 5 A 参照）は、例えば幅が数 mm 程度、長さが数 mm から数十 mm であるなど、非常に小さく形成することが求められる。このため、処置部 24 の温度を直接測定することは難しいと言える。本実施形態における電熱部材 32 では、電熱部材 32 の端子 32 a, 32 b 間の電気抵抗値 R が、電熱部材 32 の発熱温度 T に応じて変化する。このため、本実施形態における電熱部材 32 は、その温度 T を、後述する端子 32 a, 32 b（図 3 A 及び図 3 B 参照）間の電気抵抗値（実測値） R に基づいて推測可能に形成する。
- [0014] 本実施形態に係る電熱部材 32 は、温度が上昇しても電気抵抗値が一定又は略一定とはならず、温度が上昇するにつれて電気抵抗値が高められることが求められる。すなわち、この実施形態に係る電熱部材 32 は、温度抵抗係数が高く形成されることが求められる。さらに、処置を行う際、ある温度（例えば 200℃ から 300℃ 程度の適宜の温度）が生体組織の凝固や切開を行うのに適していると推測されている。このため、電熱部材 32 は、常温（室温）から温度が上昇するにつれて、単位温度当たりの電気抵抗値の変化（電気抵抗値／温度）の傾き（ dR/dT ）が、大きくなるように変化することが好ましい。

なお、電熱部材 32 は、上述したある温度を超える温度（例えば 350℃ 程度）の温度まで数秒のうちに上昇させることが可能であることが好ましく、体積固有抵抗が高く形成されることが求められる。

ここで、温度抵抗係数が高く、体積固有抵抗が高い素材（金属材）は現在

のところ、存在していない。例えば電熱線として広く用いられるニクロム線は、体積固有抵抗は高い（ある例では、 20°C で略 $108 \times 10^{-8} [\Omega \cdot \text{m}]$ とされ、 300°C 付近で略 $110 \times 10^{-8} [\Omega \cdot \text{m}]$ とされている）と言えるが、温度抵抗係数は 0.09×10^{-3} であり、他の金属材に比べて高いとは言い難い。このため、ニクロム線の端子間の電気抵抗値と温度との関係を測定しても、実測電気抵抗値からニクロム線の温度を正確に推定することは困難である。したがって、ニクロム線の端子間の電気抵抗値に応じて、ニクロム線の温度を制御することは困難である。

[0015] 本実施形態に係る電熱部材32は、非導電性材42中に導電性材44が混合・形成されている。より具体的には、電熱部材32は、非導電性材42に対して導電性材44を混合するとともに、非導電性材42に対して導電性材44を分散させて、コンポジット材として形成している。

非導電性材42は、電気導電性を有しないと共に、耐熱性を有する素材が用いられる。非導電性材42としては、例えばセラミック塗料が用いられる。セラミック塗料としては、例えば 900°C 程度の耐熱性を発揮させるとともに、電気絶縁性を有するガラス系素材、より具体的にはメチルシリコーンを用いることができる。なお、非導電材42として、電気絶縁材ではなく、半導体材が用いられてもよい。

[0016] 導電性材44は、導電性を有する金属材が用いられる。上述したように、導電性材44として、電熱部材32として形成したときに、温度抵抗係数が比較的高くなる材料が用いられることが好ましい。ここでは、導電性材44の、温度抵抗係数が比較的高い金属材として銀粉（粒体）を用いるものとするが、例えば金粉や銅粉、その他の金属材を適宜に用いることができる。また、導電性材44として、複数種の金属材を混合して用いても良い。電熱部材32は、コンポジット材として形成されるため、後述するが、例えば 300°C 前後など、所望の温度での制御性を向上することができるのであれば、金属材の種類は特に限定されるものではない。また、ここでは、導電性材44は、粒体を用いるものとするが、その粒径や形状は適宜のものが用いら

れる。

[0017] 電熱部材 3 2 は、体積固有抵抗が高く形成され、端子 3 2 a, 3 2 b 間に電流を流すと発熱する発熱体として形成される。体積固有抵抗は、体積固有抵抗が金属材料等の導電体に比べて大きい非導電性材 4 2 に、体積固有抵抗が例えば後述する銀のように小さい導電性材 4 4 とを混合することで調整することができる。銀は、ある例では、体積固有抵抗が 20℃で 1.62×10^{-8} [$\Omega \cdot m$] とされ、300℃付近で略 3.34×10^{-8} [$\Omega \cdot m$] とされている。このため、銀に電流を流すことによって発熱させることはニクロム線に比べて極めて難しい。例えば非導電性材 4 2 を用いずに、銀を単体で使用して電熱部材を形成する場合、細く、長く形成したり、経路長を無理に長く形成する必要があるが生じる。一方、非導電性材 4 2 に対して、導電性材 4 4 として銀を混合してコンポジット材の電熱部材 3 2 を形成することで、この電熱部材 3 2 の体積固有抵抗値を、ニクロム線に近づけ、又は、ニクロム線を超える程度にしている。

なお、銀の温度抵抗係数は 4.1×10^{-3} であり、ニクロム線に対して大きい。このため、銀は温度が高くなると、ニクロム線に比べて電気抵抗値が大きく変化する。

[0018] 図 3 A に示すように、電熱部材 3 2 は、一端（第 1 端子）3 2 a と他端（第 2 端子）3 2 b とを有する。ここでは、一例として、電熱部材 3 2 が略 U 字状に形成されている例について説明する。一端 3 2 a と他端 3 2 b との間には、空間が形成され、又は、後述する絶縁層 3 6（図 2 B 参照）の一部が配置されている。電熱部材 3 2 の幅は、処置部 2 4 に配置可能な大きさであれば良く、例えば 1 mm 程度である。また、電熱部材 3 2 の厚さも処置部 2 4 に配置可能な大きさであれば良く、必ずしも薄膜にする必要はない。

[0019] 電熱部材 3 2 の一端 3 2 a から他端 3 2 b に電流を流したときの抵抗加熱により電熱部材 3 2 に熱を発生させることができる。電流の大きさ、電気抵抗の大きさは、目標とする温度や、非導電性材 4 2 に対する導電性材 4 4 の割合や、導電性材 4 4 の電気抵抗の大きさによって変化する。

[0020] ここで、このような電熱部材 3 2 は、セラミック塗料を用いた非導電性材 4 2 に対して、銀粉を用いた導電性材 4 4 がある含有量になる場合での、一端 3 2 a と他端 3 2 b との間の実験において、例えば図 4 に示すように、電熱部材 3 2 の温度 T と電気抵抗値 R との関係が得られた。図 4 においては、図示しないセンサで電熱部材 3 2 の温度 T を測定している。そして、電熱部材 3 2 の温度を 50°C 上昇させるごとに電気抵抗値 R を測定している。なお、図 4 の縦軸における電気抵抗値 R は、下側から上側に向かって、ある抵抗値 R_x に対して、 $5 [\Omega]$ ずつ足したところに目盛を付している。

[0021] 温度 T と電気抵抗値 R との関係は、以下のようになる。電熱部材 3 2 は、電熱部材 3 2 の温度 T の変化に応じて、一端 3 2 a と他端 3 2 b との間の電気抵抗の抵抗値 R が変化する。特に、本実施形態に係る電熱部材 3 2 は、温度 T が上昇するにつれて電気抵抗値 R が非線形状に変化することが認識される。温度 T_a (100°C) から温度 T_b (150°C) における電気抵抗値 R の傾きを α_1 とする。温度 T_b から温度 T_c (200°C) における電気抵抗値 R の傾きを α_2 とする。温度 T_c から温度 T_d (250°C) における電気抵抗値 R の傾きを α_3 とする。温度 T_d から温度 T_e (300°C) における電気抵抗値 R の傾きを α_4 とする。このとき、傾き α_1 よりも傾き α_2 が大きく、傾き α_2 よりも傾き α_3 が大きく、傾き α_3 よりも傾き α_4 の方が大きい。なお、傾き α_1 、 α_4 とを比較した場合、傾き α_4 は、傾き α_1 の数倍になっていると言える。また、傾き α_4 は、後述する比較例の傾き β_4 に対しても、数倍になっていると言える。

[0022] このため、温度 T_a から温度 T_b までの間の 50°C よりも、温度 T_b から温度 T_c までの間の 50°C の方が、電気抵抗値 R の上昇幅が大きい。温度 T_b から温度 T_c までの間よりも、温度 T_c から温度 T_d までの間の 50°C の方が、電気抵抗値 R の上昇幅が大きい。温度 T_c から温度 T_d までの間よりも、温度 T_d から温度 T_e までの間の 50°C の方が、電気抵抗値 R の上昇幅が大きい。すなわち、本実施形態に係る電熱部材 3 2 は、温度が低い状態よりも、高い状態の方が、単位温度当たりの抵抗値 R の変化量が大きくなる。

電熱部材 3 2 の温度 T の変化に対する電熱部材 3 2 の一端 3 2 a と他端 3 2 b との間の電気抵抗の抵抗値 R の変化量は、温度 T が上昇するにしたがって大きくなる。したがって、電気抵抗値 R を実測したときに対応する温度 T は、温度 T が上昇するにつれて、より詳細に推定される。このため、本実施形態に係る電熱部材 3 2 は、高温になればなるほど、電気抵抗値 R に基づいて、電熱部材 3 2 の温度 T を正確に制御することができる。ユーザは、例えば電熱部材 3 2 に流す電流などのエネルギーの大きさを調整することで、制御目標値となる電気抵抗値 R を調整・制御することにより、電熱部材 3 2 を目的の温度 T に制御することができる。なお、図 4 において、電熱部材 3 2 の温度 T の変化に対する電熱部材 3 2 の一端 3 2 a と他端 3 2 b との間の電気抵抗 R の抵抗値の変化量は、常温（室温）時よりも高い制御目標温度において、常温（室温）時の変化量よりも大きくなる。

[0023] 本実施形態に係る電熱部材 3 2 は、特に、300℃前後における温度を参照すると、温度 T の変化量に対する抵抗値 R の変化量が大きい。このため、例えば生体組織を凝固したり、切開するなどの処置に適した温度と考えられている300℃程度における温度 T が、電熱部材 3 2 の端子 3 2 a, 3 2 b 間の電気抵抗値 R を実測することにより、詳細に推定・制御されることになる。このように、この実施形態に係る電熱部材 3 2 は、高温になればなるほど、電気抵抗値 R に対応する温度 T を、ユーザに対して正確に把握させることができる。本実施形態に係る電熱部材 3 2 は、例えば電流の大きさを調整することで、ユーザが生体組織の処置対象を処置するのに適しているとされる300℃前後の温度 T に細かく制御したいという要望に対応できる。

[0024] 本実施形態に係る電熱部材 3 2 は、非導電性材 4 2 に導電性材 4 4 を配合する配合比を種々に組み合わせて検討し、温度抵抗係数が高く、かつ、体積固有抵抗が高い配合比の例を導き出したものである。すなわち、本実施形態の電熱部材 3 2 は、適宜の素材の非導電性材 4 2 に適宜の配合比で、適宜の素材の導電性材 4 4 を配合して、発熱体として用いることができるとともに、電熱部材 3 2 の端子 3 2 a, 3 2 b 間の電気抵抗値 R を実測することで、

電気抵抗値 R に対応する温度 T を認識できるようにしている。このため、電気抵抗値 R に基づいて、電熱部材 32 の温度 T を正確に制御することができる。

[0025] さらに、本実施形態に係る電熱部材 32 は、処置に適している温度とされる 300°C 前後における傾き $\alpha 4$ を大きくすることができている。このため、本実施形態に係る電熱部材 32 は、所望の温度とされる 300°C 程度における温度 T の制御を電気抵抗値 R に基づいて容易に行うことができる。

[0026] なお、 200°C から 250°C の間の傾き $\alpha 3$ は、傾き $\alpha 4$ よりも小さいが、例えば傾き $\alpha 1$ に対して数倍程度になり得る。このため、 300°C 前後だけでなく、生体組織の凝固や切開を行うのに適していると推測されている温度である 200°C から 300°C の間においても、上述したのと同様に、電熱部材 32 の温度 T を正確に制御することができる。

[0027] ここで、図 4 中に示す比較例について説明する。比較例は、本実施形態とは異なり、非導電性材 42 を用いず、ステンレス鋼材を薄膜状にし、かつ、曲がりくねった形状に長く形成したものである。

比較例における温度 T と電気抵抗値 R との関係は、以下のようになる。温度 T_a (100°C) から温度 T_b (150°C) における電気抵抗値 R の傾きを $\beta 1$ とする。温度 T_b から温度 T_c (200°C) における電気抵抗値 R の傾きを $\beta 2$ とする。温度 T_c から温度 T_d (250°C) における電気抵抗値 R の傾きを $\beta 3$ とする。温度 T_d から温度 T_e (300°C) における電気抵抗値 R の傾きを $\beta 4$ とする。このとき、傾き $\beta 1$, $\beta 2$, $\beta 3$, $\beta 4$ は、それぞれ略同一である。このため、温度 T_a , T_b 間、温度 T_b , 温度 T_c 間、温度 T_c , T_d 間、温度 T_d , T_e 間の電気抵抗値 R の上昇幅は略同一である。このため、温度が低い状態（生体組織を伝熱により処置するには低い温度）であっても、温度が高い状態（生体組織を伝熱により処置するのに適した温度（例えば 300°C 前後））であっても、単位温度当たりの抵抗値 R の変化量は略同一である。したがって、比較例の電熱部材は、電気抵抗値 R を実測したときに対応する温度 T を推定できる。しかしながら、ユーザが比

較例の電熱部材について細かく温度を制御したい場合には、本実施形態に係る電熱部材 3 2 を用いるよりも、性能が劣っていると言える。また、比較例では、電熱部材が薄膜状で、かつ、曲がりくねった形状に長く形成されるため、電熱部材の強度が低下する。

[0028] 図 2 A 及び図 2 B に示すように、本実施形態の処置部 2 4 の伝熱体 3 4 は、生体組織に接触し、処置する処置面 3 4 a と、電熱部材 3 2 が形成される伝熱面 3 4 b とを有する。図 2 A に示すように、電熱部材 3 2 は、伝熱体 3 4 の伝熱面 3 4 b に直接形成されていても良い。この場合、伝熱体 3 4 は、セラミック材等の非導電性素材が用いられる。図 2 B に示すように、電熱部材 3 2 は、伝熱体 3 4 の伝熱面 3 4 b に、絶縁層 3 6 を介して形成されていても良い。この場合、伝熱体 3 4 は例えばアルミニウム合金材や銅合金材等の良熱伝導性を有する材料で形成されることが好ましい。ここでは、電熱部材 3 2 と伝熱体 3 4 との間に絶縁層 3 6 を有する例（図 2 B 参照）について主に説明する。絶縁層 3 6 は、電熱部材 3 2 の非導電性材 4 2 と同じ素材が用いられることが好適である。絶縁層 3 6 はセラミック材（セラミック塗料）で形成されることが好適である。この場合、絶縁層 3 6 により、電熱部材 3 2 に電流を流したときに、例えばアルミニウム合金材等の伝熱体 3 4 に電流が流されるのを防止できる。なお、絶縁層 3 6 の厚さは、電熱部材 3 2 から伝熱体 3 4 への伝熱ロスを小さくするため、極力小さいことが好ましい。

[0029] 電熱部材 3 2 は、図 2 A に示すように伝熱体 3 4 に対して、又は、図 2 B に示すように絶縁層 3 6 に対して、細線とする必要なく、曲がりくねった形状に長くする必要なく、形成される。このため、本実施形態に係る電熱部材 3 2 は、比較例で説明したステンレス鋼材を用いる場合に比べて、製造が極めて容易になる。また、電熱部材 3 2 は、薄膜にする必要がなく、厚さを適宜にして形成することができる。このため、電熱部材 3 2 の断線を抑制することができる。

[0030] この実施形態に係る電熱部材 3 2 は、例えば、電気絶縁性を有する絶縁層 3 6 に対して、セラミック塗料に銀粉を適宜の割合に混合させたものを塗布

して形成される。この実施形態では、電熱部材 3 2 は、一端 3 2 a と他端 3 2 b とを有する略 U 字状に形成されている。

電熱部材 3 2 は、端子 3 2 a, 3 2 b の位置を必ずしも並設させる必要がない。例えば図 3 B に示すように、電熱部材 3 2 を略 U 字状ではなく、略矩形状に形成したとき、端子 3 2 a, 3 2 b は対角の位置、又は、図 3 B 中に破線で示す、長手軸方向に離間した位置に配置することが好適である。このように、電熱部材 3 2 は種々の形状に形成されることが許容される。

[0031] 図 5 A に示すように、この実施形態に係る処置部 2 4 は、例えばメス状（又はヘラ状）に形成されている。図 5 B に示す断面を参照すると、処置部 2 4 は、内側から外側に向かって順に、電熱部材 3 2、絶縁層 3 6 及び伝熱体 3 4 を有する。本実施形態では、図 3 A に示す、略 U 字状の電熱部材 3 2 が用いられる。図 5 B に示すように、電熱部材 3 2 の断面は、図 5 A 中の 5 Bー5 B 線に沿う位置では絶縁層 3 6 により 2 つに分離されている。このため、電熱部材 3 2 に電流 I を流すルートが規定されている。そして、電熱部材 3 2 は、伝熱体 3 4 による 1 対の金属プレート 3 7 a, 3 7 b に挟まれている。なお、図 5 A に示すように、破線で示す状態に電流 I が流されることにより、処置部 2 4 の内側の電熱部材 3 2 が抵抗加熱する。

[0032] 図 5 B に示すように、伝熱体 3 4 の処置面 3 4 a は、生体組織に押し当てて凝固させるのに適した面状の領域 3 8 a と、生体組織を切開するのに適したエッジ状の領域 3 8 b とを有する。なお、処置部 2 4 は例えば体腔内に挿入されるため、例えば全長が数 mm から十数 mm 程度、全幅が数 mm から 10 mm 程度など、非常に小さく形成される。

[0033] 図 1 に示すように、エネルギー源 1 4 は、各種の制御を行うプロセッサ等の制御部（コントローラ）6 2 と、電熱部材 3 2 に伝達するエネルギー（例えば電流）を調整して出力する出力部 6 4 と、電熱部材 3 2 の一端 3 2 a と他端 3 2 b との間の電気抵抗を実測する検出部 6 6 と、記憶部（メモリ）6 8 と、入力部 7 0 と、表示部 7 2 とを有する。入力部 7 0 は、ユーザが出力部 6 4、記憶部 6 8 及び表示部 7 2 等を適宜に設定するのに用いられる。また、

入力部 70 は、電熱部材 32 の温度（目標温度） T を設定するのに用いられる。入力部 70 は、目標温度 T を直接入力しても良く、例えばレバー式など、無段階に目標温度 T を調整可能にしても良く、種々のものを用いることができる。レバー式であれば、入力部 70 に所望の制御温度（本実施形態では 300°C 付近）の温度 T の目盛を付すことが好ましい。表示部 72 は、処置具 12 に配置されていることも好適である。

[0034] エネルギー源 14 には、出力部 64 からの出力の ON/OFF を切り替えるフットスイッチ又はハンドスイッチのスイッチ 74 が接続されている。スイッチ 74 は、処置具 12 に配置されていても良く、エネルギー源 14 に接続されていても良い。また、スイッチ 74 は、処置具 12 に配置されているとともに、エネルギー源 14 に接続されていることも好適である。

[0035] そして、図 4 に示す本実施形態に係る電熱部材 32 の温度 T に対する電気抵抗値 R の関係は、処置システム 10 の記憶部 68 に記憶されている。一方、処置システム 10 は、電熱部材 32 の一端 32a と他端 32b との間に電流を流したときの電気抵抗を実測値として検出部 66 で検出することができる。このため、この処置システム 10 は、制御部 62 が検出部 66 の検出結果を認識すると、記憶部 68 から読み出した電気抵抗値 R に対応する温度 T を認識することができる。すなわち、制御部（判断部）62 は、検出部 66 の検出結果（実測電気抵抗値 R ）に応じて記憶部 68 の記憶を読み出して、電熱部材 32 の現在の温度 T を判断する。処置システム 10 は、表示部 72 に、目標温度 T 、実測電気抵抗値 R 、及び、制御部（判断部）62 で判断した現在の温度 T （推定した電熱部材 32 の温度 T ）を表示することができる。

[0036] 次に、この実施形態に係る処置システム 10 の作用について説明する。

[0037] 記憶部 68 には、予め、本実施形態に係る処置具 12 の電熱部材 32 の温度 T と電熱部材 32 の端子 32a、32b 間の電気抵抗値 R との関係（図 4 参照）が記憶されている。

[0038] ユーザ（術者）は、入力部 70 を適宜に操作して、目標温度（例えば 30

0℃) Tを設定する。入力部70を適宜に操作して、スイッチ74をONにしたときの出力部64の出力状態(電熱部材32を目標温度Tに到達させるまでの時間等)を適宜に設定する。入力部70で入力した情報は記憶部68に記憶される。

[0039] ユーザが処置具12の処置部24の面状の領域38a又はエッジ状の領域38bを生体組織の処置対象に近接又は当接させた状態で、スイッチ74をONに切り替える。このとき、制御部62は、入力部70で入力され、記憶部68で記憶された情報に基づいて、電熱部材32の端子32a, 32b間に出力部64からエネルギーを出力する(電流を流す)。

[0040] 検出部66は、電熱部材32の端子32a, 32b間の電気抵抗値Rを連続的に、又は、数ミリ秒等の適宜の時間間隔で検出する。制御部62は、このときの実測電気抵抗値Rに対応する温度Tを記憶部68から読み出して、表示部72に表示する。すなわち、この実施形態に係る処置システム10は、スイッチ74を押圧した状態における電熱部材32の温度Tが、電熱部材32の端子32a, 32b間の電気抵抗値Rを実測することにより、表示部72に表示される。このとき、表示部72には、目標温度Tとともに、電気抵抗値R及び現在の温度Tの両方を表示させても良く、目標温度Tとともに、現在の温度Tだけを表示させても良い。

[0041] そして、この実施形態に係る処置システム10は、制御部62で出力部64から出力されるエネルギー量を制御し続け、記憶部68に記憶された目標温度Tに対応する電気抵抗値Rに、実測電気抵抗値Rを一致させる。実測電気抵抗値Rが、記憶部68から読み出した目標温度Tに対応する抵抗値Rに一致していれば、電熱部材32の温度は目標温度Tに一致又は略一致していると言える。

[0042] 目標温度Tに一致又は略一致している電熱部材32の熱は、伝熱体34に伝熱されている。このため、処置面34aの領域38a又は領域38bで、生体組織が適宜に処置される。

[0043] 処置を終了し、出力部64からのエネルギー出力を停止する場合、スイッチ

74をOFFに切り替える。

[0044] 以上説明したように、この実施形態によれば、以下のことが言える。

この実施形態の処置具12の処置部24の電熱部材32は、セラミック塗料などの非導電性材42に、銀などの導電性材44を混合してコンポジット材として形成している。この実施形態に係る電熱部材32は、ニクロム線に対して極めて小さい体積固有抵抗の導電性材44を用いても、非導電性材42とコンポジット材を形成することで、例えばニクロム線と同程度まで、体積固有抵抗を高くすることができる。このため、電熱部材32を細く、曲がりくねった形状に長く形成する必要がなく、電熱部材32は適宜の強度を維持でき、断線を抑制することができる。したがって、この実施形態によれば、製造が容易で、強度の維持が容易な、処置部24で発生させた熱を用いて処置対象を処置可能な処置具12を提供することができる。

[0045] 上述したように、処置部24は例えば体腔内に挿入されるため、例えば全長が数mmから十数mm程度、全幅が数mmから10mm程度など、非常に小さく形成される。このため、電熱部材32とともに、電熱部材32の温度を測定する温度センサを処置部24に配置して温度Tを実測することは難しい。この実施形態に係る電熱部材32を用いる場合、端子32a, 32b間の電気抵抗値Rが温度Tに応じて図4に示す挙動を示す。このため、電熱部材32に温度センサを配置することなく、電熱部材32の温度Tを電気抵抗値Rを計測することにより把握することができる。

[0046] 電熱部材32の温度が高温になればなるほど、実測電気抵抗値Rに対応する電熱部材32の温度Tを、ユーザに対して正確に把握させることができる。

[0047] ここで、本実施形態では、生体組織を伝熱により処置する温度Tが、略300℃であると考えられている。本実施形態の電熱部材32は、略300℃前後の温度Tにおいて、実測電気抵抗値Rを用いて、電熱部材32の温度をそれよりも低い温度よりも正確に認識することができる。このため、電気抵抗値Rを適宜に制御することで、電熱部材32で生体組織を伝熱により処置

する温度 T をより正確に制御することができる。

[0048] 図5Bに示す電熱部材32は、断面が略矩形状であるものとして説明した。この実施形態に係る電熱部材32は、円柱のロッド状、角柱のロッド状などに形成することができる。このため、図5A中の処置部24は、符号38aで示す平坦な部分と、符号38bで示すエッジ部とを有するものとして説明したが、電熱部材32を円柱のロッド状とし、電熱部材32の外側を覆う伝熱体34を円筒状などにしても良い（図7A参照）。

[0049] (第2実施形態)

次に、第2実施形態について図6から図7Bを用いて説明する。この実施形態は第1実施形態の変形例であって、第1実施形態で説明した部材と同一の部材又は同一の機能を有する部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

[0050] 図6に示すように、本実施形態では、エネルギー源14は、第1及び第2出力部64a、64bを有する。この場合、第1出力部64aは、電熱部材32の一端32aと他端32bとの間に電流を流して電熱部材32を発熱させるのに用いられる。第2出力部64bは、高周波電極として用いられる伝熱体34に対して高周波電流を流すのに用いられる。第2出力部64bは、対極板Pに接続されている。このため、この実施形態では、モノポーラ高周波処置を行うことができる。

[0051] 図7Aに示すように、処置部24は、例えば円柱状に形成されている。処置部24は、内側から外側に向かって順に、電熱部材32と、絶縁層36と、伝熱体34とを有する。図7A中、電熱部材32間に絶縁層36が形成され、電熱部材32は、略U字状に形成されている。このため、電熱部材32に電流を流して、電熱部材32を抵抗加熱（発熱）することができる。電熱部材32と伝熱体34とは電氣的に絶縁されている。

[0052] ここでは、スイッチ74は、第1出力部64aのON/OFFを切り替える第1スイッチ74aと、第1及び第2出力部64a、64bのON/OFFを切り替える第2スイッチ74bとを有する。

[0053] 電熱部材 3 2 を含む処置部 2 4 の伝熱体 3 4 は、第 1 スイッチ 7 4 a の切り替えにより、第 1 実施形態で説明したのと同様に、第 1 出力部 6 4 a から電熱部材 3 2 にエネルギーを出力する。このとき、電熱部材 3 2 を発熱させ、適宜に温度 T を制御して、伝熱体 3 4 への伝熱により、生体組織を凝固させたり切開させたりする処置を行うことができる。

[0054] 伝熱体 3 4 は、対極板 P を患者に貼り付けた状態で、第 2 スイッチ 7 4 b の切り替えにより、第 2 出力部 6 4 b からエネルギーを出力すると、生体組織のうち、伝熱体 3 4 が接触した位置の電流密度が高くなり、生体組織を凝固させたり切開させたりするモノポーラ高周波処置を行うことができる。そして、本実施形態では、電熱部材 3 2 と伝熱体 3 4 とが電氣的に絶縁されている。このため、第 1 及び第 2 出力部 6 4 a, 6 4 b から同時にエネルギーを出力させることができる。したがって、第 2 スイッチ 7 4 b を切り替えると、モノポーラ高周波処置を行えるとともに、伝熱体 3 4 への伝熱により、生体組織を凝固させたり切開させたりする処置を行うことができる。

[0055] なお、この実施形態では、図 7 A に示すように処置部 2 4 が円柱状であるものとして説明したが、図 5 A に示す形状であっても良く、図 7 B に示す六角柱状に形成されていることも好適である。すなわち、処置部 2 4 は、種々の形状が許容される。なお、図 7 B 中、電熱部材 3 2 間に絶縁層 3 6 が形成され、電熱部材 3 2 は、略 U 字状に形成されている。このため、電熱部材 3 2 に電流を流して、電熱部材 3 2 を抵抗加熱（発熱）することができる。

[0056] （第 3 実施形態）

次に、第 3 実施形態について、図 8 及び図 9 を用いて説明する。この実施形態は第 1 及び第 2 実施形態の変形例であって、第 1 及び第 2 実施形態で説明した部材と同一の部材又は同一の機能を有する部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

[0057] 図 8 に示すように、この実施形態では、処置部 2 4 は、相対的に開閉可能な 1 対の把持片 2 6 a, 2 6 b を有する。

[0058] 1 対の把持片 2 6 a, 2 6 b の片方又は両方、すなわち、少なくとも一方

には、電流を流すと発熱する電熱部材（発熱部材）３２が配置されている。ここでは、処置具１２の処置部２４の電熱部材３２が１対の把持片２６ａ、２６ｂの少なくとも一方に配置されている例について説明する。処置部２４は、ハウジング２２のハンドル２２ａの操作により、一方の把持片２６ａのみ回転する。その回転する一方の把持片２６ａには、電熱部材３２、絶縁層３６及び伝熱体３４が配設されている。この実施形態では、他方の把持片２６ｂは、振動伝達部材の先端部として用いられ、振動伝達部材の基端は、ハウジング２２に配設されるとともに、超音波振動子ユニット２８に取り付けられる。

[0059] 図９に示すように、１対の把持片２６ａ、２６ｂの一方の把持片２６ａには、電熱部材３２と、伝熱体３４と、絶縁層３６とが配置されている。なお、把持片２６ａは、耐熱性を有するとともに、電気絶縁性を有するカバー２７を有する。カバー２７は、電熱部材３２を覆うとともに、伝熱体３４のうち処置面３４ａから外れた位置を覆っている。なお、図９中、処置面３４ａを略Ｖ字状に形成した例を描画したが、例えば平面状など、他の形状であっても良い。

[0060] 他方の把持片２６ｂは、例えばチタン合金材などにより形成されていることが好適である。他方の把持片２６ｂは、中実のロッド状に形成されていても良く、第２実施形態で説明した図７Ａ又は図７Ｂに示すように、内側から外側に向かって、電熱部材３２、絶縁層３６及び伝熱体３４を有することも好適である。

[0061] 一方の把持片２６ａの伝熱体３４の処置面３４ａと、他方の把持片２６ｂの伝熱体３４の処置面３４ａとの間に生体組織を挟んで第１スイッチ７４ａを押圧すると、第１出力部６４ａから第１把持片２６ａの電熱部材３２及び第２把持片２６ｂの電熱部材３２に電流を流して、それぞれの電熱部材３２を発熱させる。そして、第１把持片２６ａの電熱部材３２の熱（熱エネルギー）を絶縁層３６を通して伝熱体３４に伝達するとともに、第２把持片２６ｂの電熱部材３２の熱（熱エネルギー）を絶縁層３６を通して伝熱体３４に伝達

する。このため、１対の把持片２６ａ，２６ｂ間に挟んだ生体組織を、目的の温度Ｔで、伝熱により凝固又は切開等の処置を行うことができる。

[0062] 一方の把持片２６ａの伝熱体３４の処置面３４ａと、他方の把持片２６ｂの伝熱体３４の処置面３４ａとの間に生体組織を挟んで第２スイッチ７４ｂを押圧すると、第１出力部６４ａから第１把持片２６ａの電熱部材３２及び第２把持片２６ｂの電熱部材３２に電流を流して、それぞれの電熱部材３２を発熱させるとともに、第２出力部６４ｂから超音波振動子ユニット２８にエネルギーを出力して、第２把持片２６ｂに超音波振動を伝達する。このため、電熱部材３２からの伝熱及び超音波振動の伝達により、１対の把持片２６ａ，２６ｂ間に挟んだ生体組織を、凝固又は切開等の処置を行うことができる。

[0063] 第１把持片２６ａの伝熱体３４及び第２把持片２６ｂの伝熱体３４をそれぞれ高周波電極として用いることも可能である。この場合、高周波電極として用いられる一方の把持片２６ａの伝熱体３４と、高周波電極として用いられる他方の把持片２６ｂの伝熱体３４との間の生体組織の凝固を行うことができる。このため、この実施形態では、バイポーラ高周波処置を行うことができる。

[0064] 超音波振動を用いて処置をする場合、１対の把持片２６ａ，２６ｂは、一方の把持片２６ａのみ回転して他方の把持片２６ｂに対して開閉可能な構造であることが必要となる。超音波振動を用いず、伝熱及びバイポーラ高周波処置を行う場合、両方の把持片２６ａ，２６ｂが回転して開閉可能な構造であっても良い。

[0065] これまで、いくつかの実施形態について図面を参照しながら具体的に説明したが、この発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で行なわれるすべての実施を含む。

請求の範囲

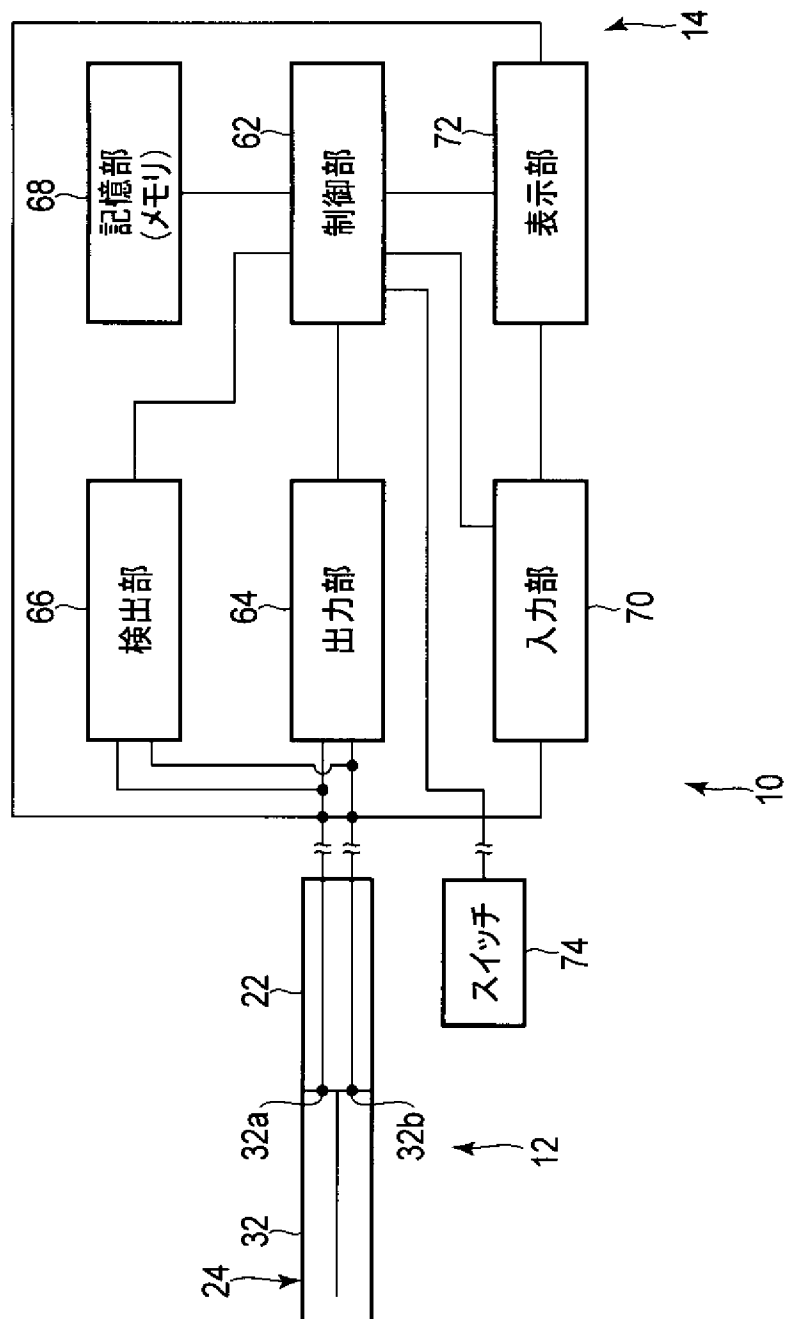
- [請求項1] 非導電性材の中に導電性材が混合されて形成され、一端と他端との間に電流を流したときに抵抗加熱させる電熱部材を有する処置部を具備する処置具。
- [請求項2] 前記処置部の前記電熱部材は、前記電熱部材の温度変化に応じて、前記一端と前記他端との間の前記電熱部材の電気抵抗の抵抗値が変化する請求項1の処置具。
- [請求項3] 前記処置部の前記電熱部材は、前記電熱部材の温度変化に応じて、前記一端と前記他端との間の前記電熱部材の電気抵抗の抵抗値が非線形状に変化する、請求項1の処置具。
- [請求項4] 前記電熱部材の前記温度変化に対する前記電熱部材の前記一端と前記他端との間の前記電気抵抗の抵抗値の変化量は、温度が上昇するに従い大きくなる、請求項3の処置具。
- [請求項5] 前記電熱部材の前記温度変化に対する前記電熱部材の前記一端と前記他端との間の前記電気抵抗の抵抗値の変化量は、室温時よりも高い制御目標温度において、室温時の変化量よりも大きい、請求項3の処置具。
- [請求項6] 前記処置部は、前記電熱部材が設けられ前記電熱部材で発生させた熱を処置対象に伝熱する伝熱部を有する、請求項1の処置具。
- [請求項7] 前記非導電性材は、セラミック材が用いられ、
前記導電性材は、金属材料が用いられる、請求項1の処置具。
- [請求項8] 前記金属材料は、前記セラミック材に分散して配置されている、請求項7の処置具。
- [請求項9] 前記電熱部材と前記伝熱部とは、電氣的に絶縁され、
前記伝熱部は、高周波電極として用いられる、請求項6の処置具。
- [請求項10] 前記処置部は、相対的に開閉可能な1対の把持片を有し、
前記電熱部材及び前記伝熱部は、前記1対の把持片の少なくとも一方に配置されている、請求項6の処置具。

[請求項11] 前記処置部は、メス状に形成されている、請求項1の処置具。

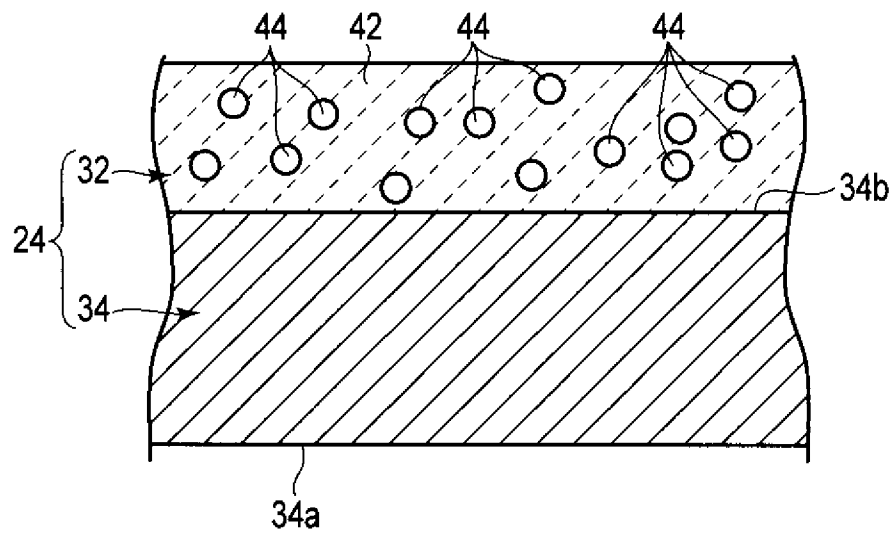
[請求項12] 請求項1に記載の処置具と、
前記処置具にエネルギーを付加するエネルギー源と
を具備する処置システム。

[請求項13] 前記エネルギー源は、
前記電熱部材にエネルギーを出力する出力部と、
前記電熱部材に前記エネルギーを出力したときの前記電熱部材の電気抵抗値を検出する検出部と、
前記電熱部材の前記電気抵抗値の変化に対応する温度を記憶する記憶部と、
前記記憶部に記憶され、目標温度に対応する電気抵抗値に一致又は略一致する電気抵抗値が前記検出部で検出される状態に、前記出力部の前記エネルギーの出力を制御する制御部と
を有する、請求項12の処置システム。

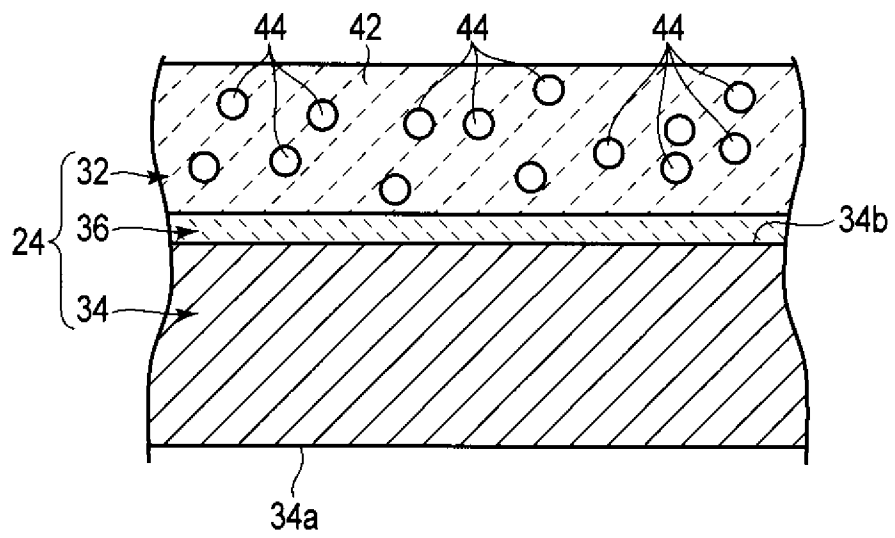
[図1]



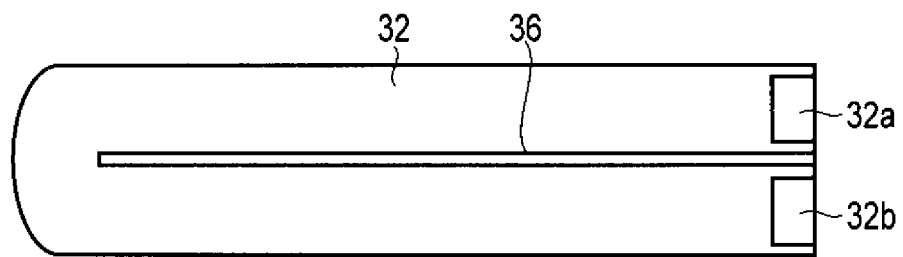
[図2A]



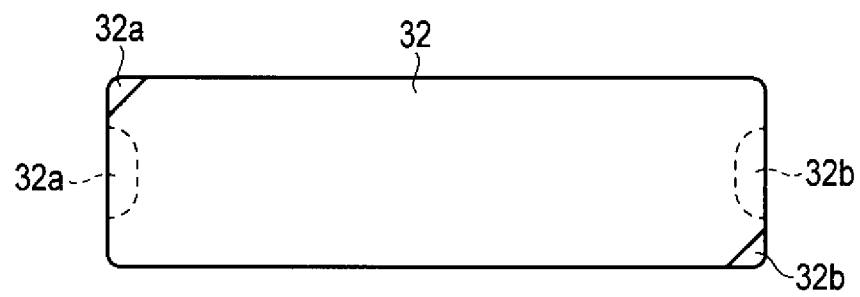
[図2B]



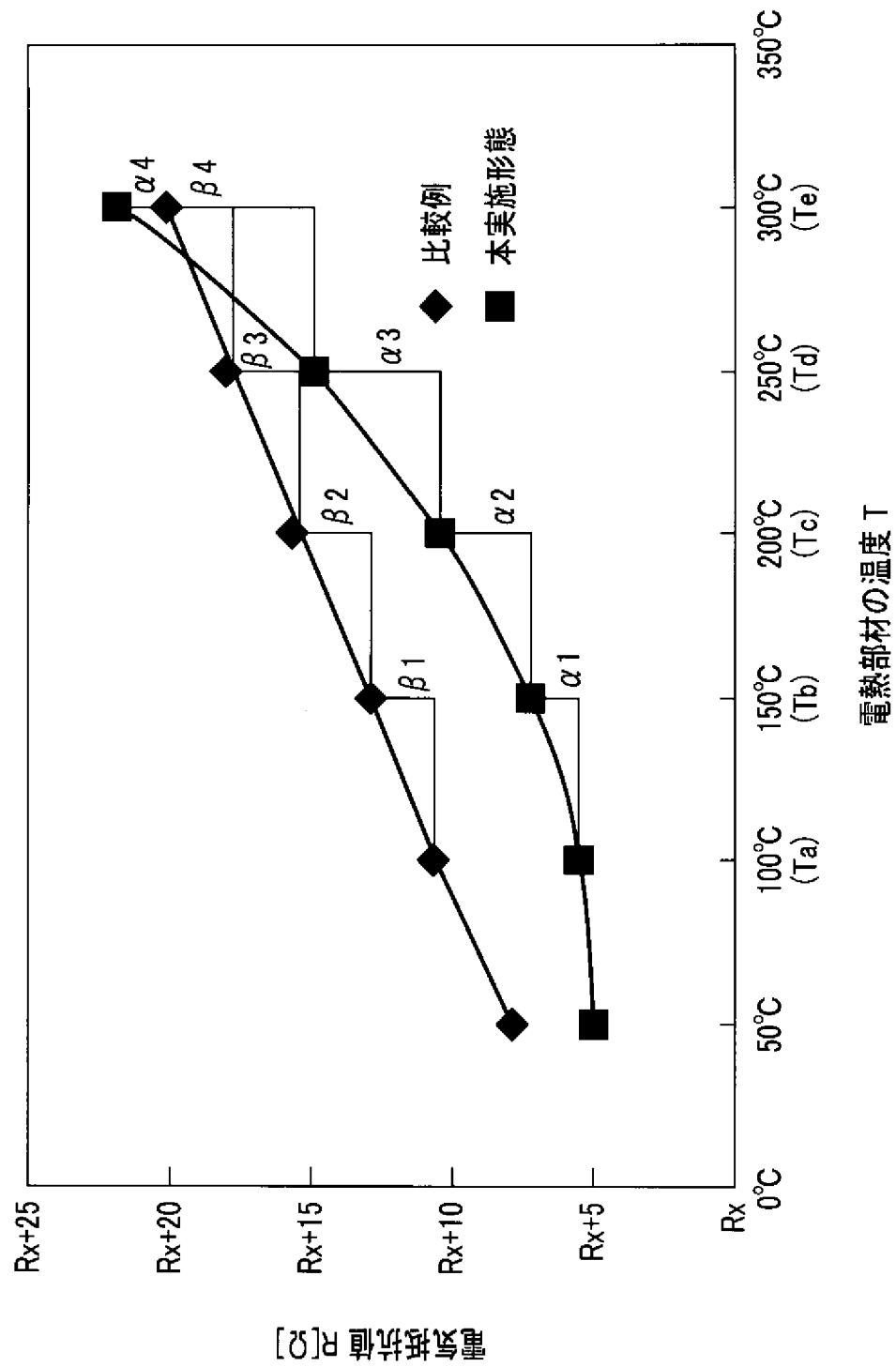
[図3A]



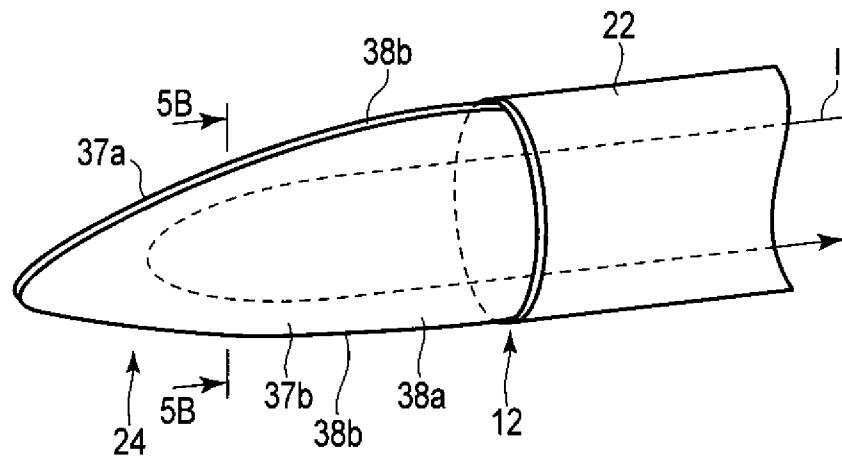
[図3B]



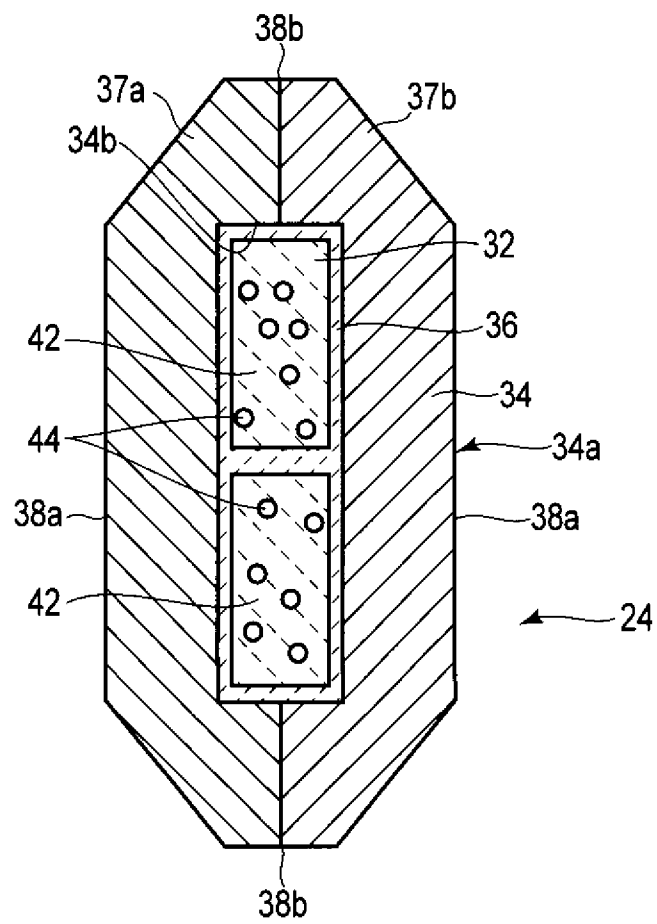
[図4]



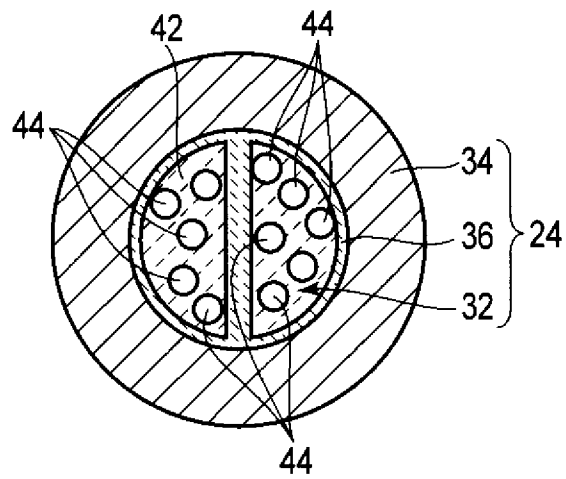
[図5A]



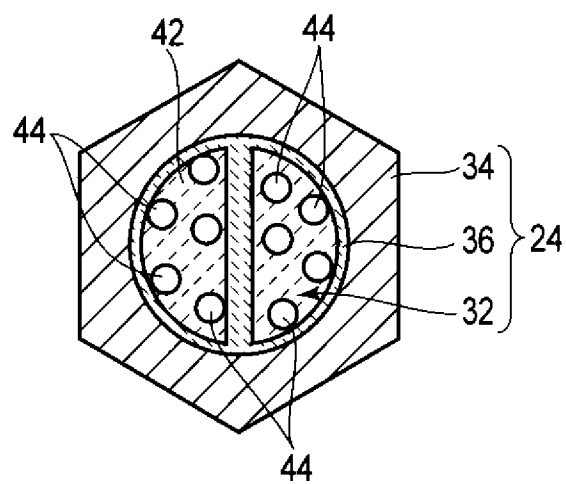
[図5B]



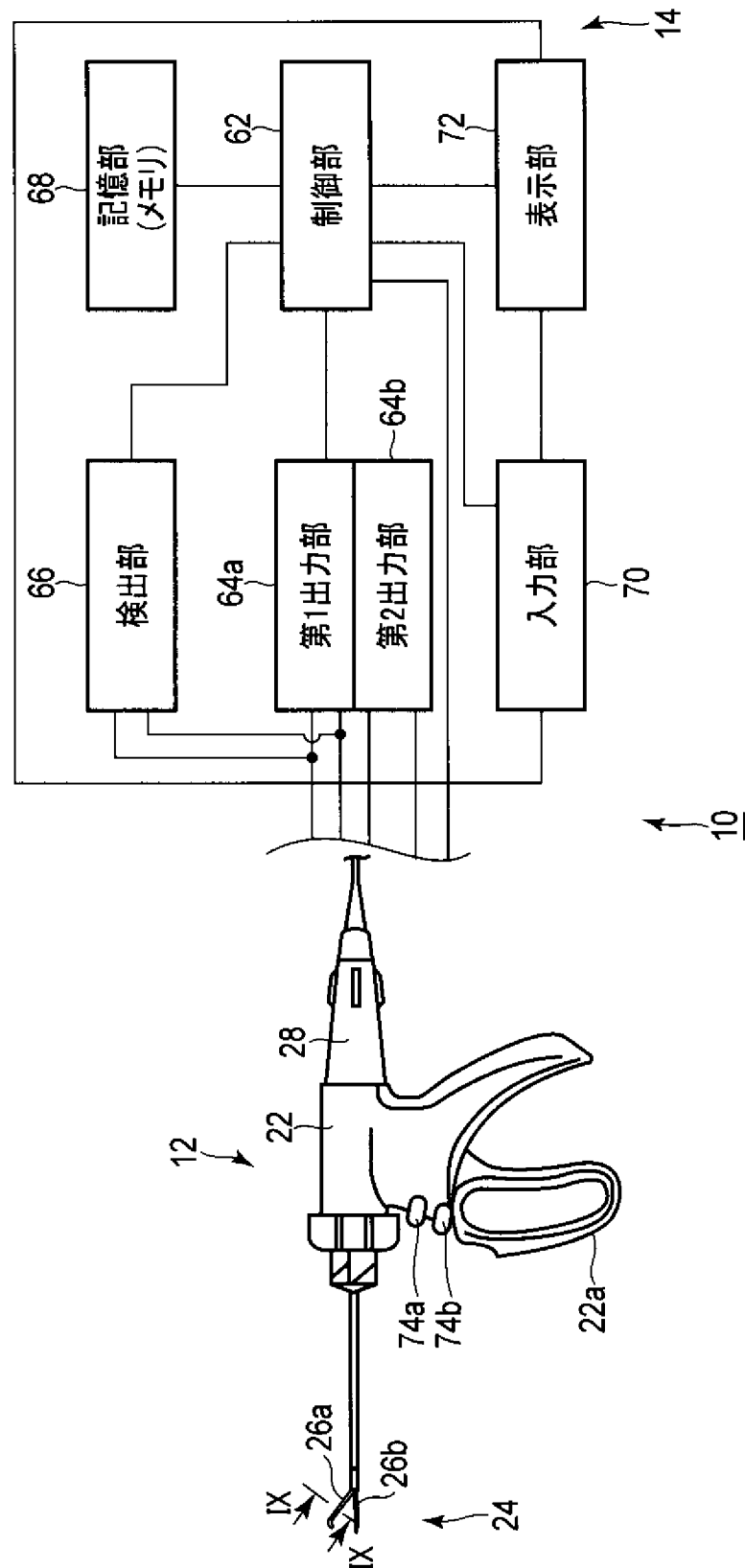
[図7A]



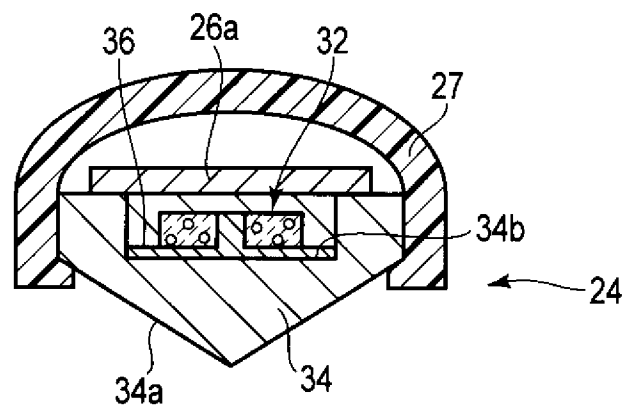
[図7B]



[図8]



[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/052714

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B18/04(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

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 7-509620 A (Telegenix Inc.), 26 October 1995 (26.10.1995), page 7, lower left column, line 15 to page 8, lower left column, line 12; fig. 1 & US 5308311 A column 7, line 55 to column 9, line 32; fig. 1 & WO 1993/021838 A1	1-8, 11-13 9-10
Y	WO 2015/016347 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 05 February 2015 (05.02.2015), paragraphs [0109] to [0114]; fig. 14 & JP 5816774 B	9-10

☒ 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
09 March 2016 (09.03.16)

Date of mailing of the international search report
22 March 2016 (22.03.16)

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

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/052714

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 2015/016346 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 05 February 2015 (05.02.2015), paragraphs [0088] to [0094]; fig. 11 & JP 5847358 B	9-10

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B18/04(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. A61B18/04

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y	JP 7-509620 A (テレジェニクス インコーポレイテッド) 1995.10.26, 第7頁左下欄第15行-第8頁左下欄第12行, 第1図 & US 5308311 A, 第7欄第55行-第9欄第32行, 第1図 & WO 1993/021838 A1	1-8, 11-13 9-10
Y	WO 2015/016347 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2015.02.05, 段落[0109]-[0114], 第14図 & JP 5816774 B	9-10

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

09.03.2016

国際調査報告の発送日

22.03.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

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
Y	WO 2015/016346 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2015.02.05, 段落[0088]-[0094], 第11図 & JP 5847358 B	9-10