

(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
2018年5月17日(17.05.2018)



(10) 国際公開番号

WO 2018/087840 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 18/14 (2006.01) A61B 18/08 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2016/083227

(22) 国際出願日: 2016年11月9日(09.11.2016)

(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]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 銅 庸 高 (AKAGANE, Tsunetaka); 〒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).

(74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050014 東京都港区芝3丁目23番1

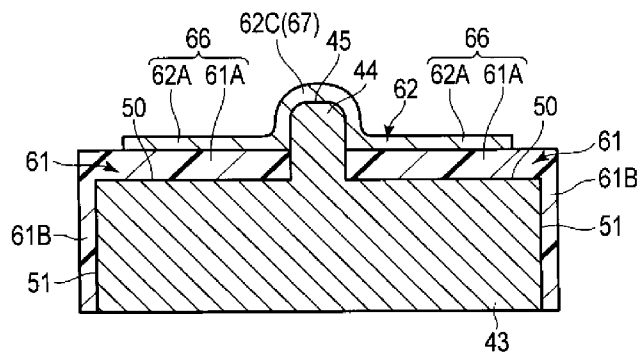
号 セレスティン芝三井ビルディング11階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, 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, 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,

(54) Title: MEDICAL DEVICE

(54) 発明の名称: 医療機器



(57) Abstract: The purpose of the present invention is to provide a medical device which further reduces heat insult to areas outside a treatment target caused by heat generated by a heat source. This medical device is provided with: a heat source which generates heat; a base material (43) which has an outer surface and through which heat from the heat source is transferred; a first coating (61) which is adhered to part of the outer surface of the base material (43) from the outside and which has low heat transferability compared with that of the base material (43); a second coating (62) which is provided on the outside surface of the base material (43), is externally exposed, is conductive, and which, supplied with electrical energy, passes a high-frequency current to the treatment target; and a laminate section (66) which is disposed in at least a portion of the area where the first coating (61) extends on the outer surface of the base material (43) and in which the second coating (62) is laminated on the first coating (61) from the outside.



WO 2018/087840 A1

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)）

(57) 要約：本発明の目的は、熱源で発生した熱の処置対象以外への熱侵襲がより低減される医療機器を提供することにある。医療機器は、熱を生じる熱源と、外表面を有し、前記熱源からの前記熱が伝達される母材（43）と、前記母材（43）の前記外表面の一部に外側から密着し、前記母材（43）に比べて熱伝達性が低い第1の被膜（61）と、前記母材（43）の前記外表面に設けられ、外部に露出するとともに、導電性を有し、前記電気エネルギーが供給されることにより、処置対象に高周波電流を流す第2の被膜（62）と、前記母材（43）の前記外表面において前記第1の被膜（61）が延設される部位の少なくとも一部に設けられ、前記第2の被膜（62）が前記第1の被膜（61）に前記外側から積層される積層部（66）と、を備える。

明 細 書

発明の名称：医療機器

技術分野

[0001] 本発明は、熱及び高周波電流を用いて処置対象を処置する医療機器に関する。

背景技術

[0002] 米国特許出願公開第2005/0021017号明細書及び国際公開第2013/180293号には、一对の把持片の間で把持される生体組織等の処置対象を処置する医療機器が開示されている。この医療機器では、一对の把持片の間で把持される処置対象に高周波電流及び熱源で発生した熱が付与される。処置対象は、高周波電流によって凝固され、熱源で発生した熱によって切開される。

[0003] 米国特許出願公開第2005/0021017号明細書及び国際公開第2013/180293号のような医療機器を用いて処置対象を切開及び凝固する処置では、処置対象以外の生体組織等に熱源で発生した熱が伝達されないことが望まれている。すなわち、一对の把持片の間での把持領域の外側への熱源で発生した熱の熱侵襲が低減されることが望まれている。

発明の概要

[0004] 本発明は前記課題を解決するためになされたものであり、その目的とするところは、熱源で発生した熱の処置対象以外への熱侵襲がより低減される医療機器を提供することにある。

[0005] 前記目的を達成するために、本発明のある態様の医療機器は、熱を生じる熱源と、外表面を有し、前記熱源からの前記熱が伝達される母材と、前記母材の前記外表面の一部に外側から密着し、前記母材に比べて熱伝達性が低い第1の被膜と、前記母材の前記外表面に設けられ、外部に露出するとともに、導電性を有し、前記電気エネルギーが供給されることにより、処置対象に高周波電流を流す第2の被膜と、前記母材の前記外表面において前記第1の

被膜が延設される部位の少なくとも一部に設けられ、前記第2の被膜が前記第1の被膜に前記外側から積層される積層部と、を備える。

図面の簡単な説明

[0006] [図1]図1は、第1の実施形態に係るエネルギー処置具が用いられる処置システムを示す概略図である。

[図2]図2は、第1の実施形態に係るエンドエフェクタを、幅方向に略垂直な断面で概略的に示す断面図である。

[図3]図3は、第1の実施形態に係るエンドエフェクタを、長手軸に略垂直な断面で概略的に示す断面図である。

[図4]図4は、第1の実施形態に係る熱伝達部材を第2の把持片側から視た概略図である。

[図5]図5は、第1の実施形態に係る熱伝達部材を長手軸に略垂直な断面で概略的に示す断面図である。

[図6]図6は、第1の実施形態に係るエンドエフェクタで生体組織を把持した様子を、長手軸に略垂直な断面で概略的に示す断面図である。

[図7]図7は、第1の実施形態の第1の変形例に係る熱伝達部材を長手軸に略垂直な断面で概略的に示す断面図である。

[図8]図8は、第2の実施形態に係るエネルギー処置具が用いられる処置システムを示す概略図である。

[図9]図9は、第2の実施形態に係るシャフト及びブレードを幅方向の一方側から視た概略図である。

[図10]図10は、図9のA-A線断面を概略的に示す断面図である。

発明を実施するための形態

[0007] (第1の実施形態)

本発明の第1の実施形態について、図1乃至図7を参照して説明する。図1は、本実施形態の医療機器であるエネルギー処置具1が用いられる処置システムを示す図である。図1に示すように、エネルギー処置具1は、長手軸Cを有する。ここで、エネルギー処置具1では、長手軸Cに沿う方向を長手

方向とする。また、長手方向の一方側を先端側（矢印C 1側）とし、先端側とは反対側を基端側（矢印C 2側）とする。本実施形態では、エネルギー処置具1は、熱を用いて、把持された処置対象を処置する熱処置具であり、かつ、2つの処置用電極を備え、これらの電極の間に流れる高周波電流（高周波エネルギー）を用いて把持された処置対象を処置するバイポーラ高周波処置具である。

[0008] エネルギー処置具1は、保持可能なハウジング4と、ハウジング4の先端側に連結されるシャフト5と、シャフト5の先端部に設けられるエンドエフェクタ6と、を備える。ハウジング4には、ケーブル7の一端が接続される。ケーブル7の他端は、電源ユニット3に分離可能に接続される。電源ユニット3は、第1のエネルギー出力源8と、第2のエネルギー出力源9と、制御部10と、を備える。第1のエネルギー出力源8は、バッテリー電源又はコンセント電源からの電力を、後述する熱源に供給される電気エネルギー（直流電力又は交流電力）に変換する変換回路等を備え、変換した電気エネルギーを出力する。第2のエネルギー出力源9は、バッテリー電源又はコンセント電源からの電力を後述する電極に供給される電気エネルギー（高周波電力）に変換する変換回路等を備え、変換した電気エネルギーを出力する。制御部10は、CPU（Central Processing Unit）、ASIC（Application Specific Integrated Circuit）又はFPGA（Field Programmable Gate Array）等を含む集積回路又はプロセッサ、及び、記憶媒体を備える。

[0009] ハウジング4には、エネルギー操作入力部として操作ボタン19が取付けられる。操作ボタン19を押圧することにより、電源ユニット3に対し、第1のエネルギー出力源8及び／又は第2のエネルギー出力源9からエネルギー処置具1へ電気エネルギーを出力させる操作（信号）が入力される。なお、操作ボタン19の代わりに又は加えて、エネルギー処置具1とは別体のフットスイッチ等が、エネルギー操作入力部として設けられてもよい。

[0010] ハウジング4には、グリップ（固定ハンドル）11が設けられるとともに、ハンドル（可動ハンドル）12が回動可能に取付けられる。ハンドル12

がハウジング4に対して回転することにより、ハンドル12はグリップ11に対して開く又は閉じる。なお、本実施形態では、ハンドル12は、グリップ11に対して先端側に位置し、グリップ11に対して開く又は閉じる動作において長手軸Cに対して略平行に移動するが、これに限るものではない。例えば、ある実施例では、ハンドル12がグリップ11に対して基端側に位置してもよい。また、別のある実施例では、ハンドル12は、長手軸Cに対してグリップ11とは反対側に位置し、グリップ11に対して開く又は閉じる動作における移動方向が、長手軸Cに対して交差してもよい（略垂直であってもよい）。

[0011] 図2は、シャフト5及びエンドエフェクタ6を示す図である。図1及び図2に示すように、シャフト5は、長手軸Cに沿って延設される。また、エンドエフェクタ6は、第1の把持片13と、第1の把持片13との間が開閉する第2の把持片14（ジョー）と、を備える。第1の把持片13は、第2の把持片14と対向する第1の対向面16を備える。また、第2の把持片14は、第1の把持片13及び第1の対向面16と対向する第2の対向面17を備える。ハンドル12と第2の把持片14との間は、シャフト5の内部に長手軸Cに沿って延設される可動部材18を介して、連結される。開閉操作入力部であるハンドル12をグリップ11に対して開く又は閉じることにより、可動部材18がシャフト5及びハウジング4に対して長手軸Cに沿って移動し、一对の把持片13、14の間が開く又は閉じる。把持片13、14の間が閉じることにより、第1の把持片13と第2の把持片14との間で血管等の生体組織が処置対象として把持される。把持片13、14の間が閉じた状態では、把持片13、14は、長手方向に沿って延設されている。本実施形態では、第1の把持片13は、シャフト5に固定され、第2の把持片14は、シャフト5の先端部に回転可能に取り付けられる。

[0012] エンドエフェクタ6の開閉方向は、長手軸Cに対して交差する（略垂直となる）。エンドエフェクタ6の開閉方向のうち、第2の把持片14が第1の把持片13に対して開く側を第2の把持片14の開方向（図1の矢印Y1側

)とし、第2の把持片14が第1の把持片13に対して閉じる側を第2の把持片14の閉方向(図1の矢印Y2側)とする。また、長手軸Cに交差し、かつ、第2の把持片14の開閉方向に対して交差する方向をエンドエフェクタ6の幅方向とする。

[0013] なお、第1の把持片13及び第2の把持片14は、シャフト5の先端部に設けられ、第1の把持片13と第2の把持片14との間が開閉可能な構成であればよい。例えば、ある実施例では、第1の把持片13は、シャフト5と一体に形成される。そして、第2の把持片14が、シャフト5の先端部に回動可能に取付けられる。別のある実施例では、第1の把持片13及び第2の把持片14の両方が、シャフト5の先端部に回動可能に取付けられる。

[0014] 図3は、第1の把持片13及び第2の把持片14を長手軸Cに略垂直な断面で示す図である。図2及び図3に示すように、第1の把持片13は、支持部材41を備える。支持部材41は、例えば、ステンレス等の金属で形成されている。支持部材41は、第1の把持片13の基端部から先端部に渡って第1の把持片13の延設方向に沿って延設されている。第1の把持片13では、支持部材41によって、第1の対向面16とは反対側を向く背面53が形成されている。背面53は、第1の把持片13において外部に露出している。

[0015] 支持部材41の第2の把持片14側には、断熱部材42が固定されている。断熱部材42は、第1の把持片13の基端部から先端部に渡って第1の把持片13の延設方向に沿って延設されている。断熱部材42は、断熱性が高く、かつ、非導電性の材料から形成されている。

[0016] 断熱部材42の第2の把持片14側には、熱伝達部材43(母材)が固定されている。熱伝達部材43は、熱伝達性が高く、かつ、導電性を有する。熱伝達部材43は、例えば、金属等によって形成されている。熱伝達部材43は、第1の把持片13の内部、シャフト5の内部、ハウジング4の内部及びケーブル7の内部を通して延設される電気経路(図示しない)を介して電源ユニット3の第2のエネルギー出力源9と電氣的に接続されている。熱伝

達部材 4 3 は、第 2 のエネルギー出力源 9 から電気エネルギー（高周波電力）が供給されることにより、（第 1 の）電極として機能する。断熱部材 4 2 は非導電性を有する。このため、支持部材 4 1 及び断熱部材 4 2 には、第 2 のエネルギー出力源 9 からの電気エネルギーは供給（伝達）されない。

[0017] 熱伝達部材 4 3 は、第 1 の把持片 1 3 の幅方向を向く側面 5 1 と、第 2 の把持片 1 4 側を向く平面部 5 0 と、平面部 5 0 から第 2 の把持片 1 4 側に向かって突出する突出部 4 4 と、を備える。突出部 4 4 は、第 2 の把持片 1 4 側を向く突出面 4 5 を備える。突出面 4 5 は、エンドエフェクタ 6 の開閉方向において、平面部 5 0 よりも第 2 の把持片 1 4 側に位置する。第 1 の把持片 1 3 では、平面部 5 0 及び突出部 4 4 によって第 1 の対向面 1 6 が形成される。

[0018] 断熱部材 4 2 と熱伝達部材 4 3 との間には、熱源 4 0 が設けられている。熱源 4 0 は、断熱部材 4 2 に第 1 の対向面 1 6 側から固定されている。また、熱源 4 0 は、熱伝達部材 4 3 に背面 5 3 側から固定されている。熱源 4 0 は、第 1 の把持片 1 3 の内部、シャフト 5 の内部、ハウジング 4 の内部及びケーブル 7 の内部を通して延設される電気経路（図示しない）を介して電源ユニット 3 の第 1 のエネルギー出力源 8 と電氣的に接続されている。電気経路を介して、電源ユニット 3 から熱源 4 0 に電気エネルギー（直流電力又は交流電力）が供給されることにより、熱源 4 0 で熱が発生する。熱源 4 0 で発生した熱は熱伝達部材 4 3 を通して、平面部 5 0 及び突出部 4 4 に伝達される。なお、断熱部材 4 2 は断熱性が高い。このため、支持部材 4 1 及び断熱部材 4 2 には、熱源 4 0 で発生した熱は伝達されにくい。

[0019] 第 2 の把持片 1 4 は、支持部材 3 1 を備える。支持部材 3 1 は、例えば、ステンレス等の金属で形成されている。支持部材 3 1 は、第 2 の把持片 1 4 の基端部から先端部に渡って第 2 の把持片 1 4 の延設方向に沿って延設されている。支持部材 3 1 の基端部は、シャフト 5 及び可動部材 1 8 に連結されている。第 2 の把持片 1 4 では、支持部材 3 1 によって、第 2 の対向面 1 7 とは反対側を向く背面 3 4 が形成されている。背面 3 4 は、第 2 の把持片 1

4において外部に露出している。

[0020] 支持部材31の第1の把持片13側には、断熱部材32が固定されている。断熱部材32は、第2の把持片14の基端部から先端部に渡って第2の把持片14の延設方向に沿って延設されている。断熱部材32は、断熱性が高く、かつ、非導電性の材料から形成されている。断熱部材32は、第1の把持片13側を向く基底面33と、基底面33から第1の把持片13側へ突出する突出部35とを、備える。突出部35は、第2の把持片14の基端部から先端部に渡って第2の把持片14の延設方向に沿って延設されている。突出部35には、第1の把持片13側を向く当接面37が形成されている。

[0021] 基底面33には、導電部材36が固定されている。導電部材36は、第1の把持片13側から基底面33に固定されている。導電部材36は、第2の把持片14の基端部から先端部に渡って第2の把持片14の延設方向に沿って延設され、第2の把持片14の幅方向及び延設方向において突出部35を囲むリング形状に形成されている。導電部材36は、導電性を有する材料から形成されている。導電部材36は、第1の把持片13側を向く電極面52を備える。第2の把持片14では、電極面52及び当接面37によって、第2の対向面17が形成される。

[0022] 導電部材36は、第2の把持片14の内部、シャフト5の内部、ハウジング4の内部及びケーブル7の内部を通して延設される電気経路（図示しない）を介して電源ユニット3の第2のエネルギー出力源9と電氣的に接続されている。導電部材36は、第2のエネルギー出力源9から電気エネルギー（高周波電力）が供給されることにより、熱伝達部材43（第1の電極）とは異なる（第2の）電極として機能する。断熱部材32は、非導電性の材料から形成されている。このため、支持部材31及び断熱部材32には、第2のエネルギー出力源9からの電気エネルギーは供給（伝達）されない。

[0023] 第1の把持片13と第2の把持片14との間に処置対象がない状態で第1の把持片13と第2の把持片14との間が閉じた状態では、当接面37が突出面45に当接する。このとき、平面部50と電極面52は接触しない。す

なわち、熱伝達部材43と導電部材36は、接触しない。このため、熱伝達部材43と導電部材36とが接触することによる短絡が、防止される。

[0024] 第1の対向面16と第2の対向面17との間には、処置対象が把持される把持領域が形成される。ここで、把持領域において、当接面37と突出面45との間に形成される領域を第1の把持領域F1とし、電極面52と平面部50の間に形成される領域を第2の把持領域F2とする。第2の把持領域F2は、エンドエフェクタ6の幅方向について第1の把持領域F1の両側に形成されている。第2の把持領域F2では、平面部50は、第2の電極（導電部材36）によって形成される電極面52と対向している。第1の把持領域F1では、第2の把持領域F2に比べて、第1の対向面16と第2の対向面17との間の距離が小さい。そして、把持片13、14の間が閉じた状態では、当接面37は、突出面45によって第2の把持片14側に押圧される。このため、第1の把持領域F1では、第2の把持領域F2に比べて、第1の把持片13が第2の把持片14を押圧する力が大きくなる。すなわち、第1の対向面16は、第1の把持領域F1を形成する第1の部分（45）と、第2の把持領域F2を形成し、第1の部分に比べて、第2の把持片14を押圧する力が小さい第2の部分（50）とを備える。

[0025] 図4は、第1の把持片13の第1の対向面16を第2の把持片14側から見た図である。図4に示すように、熱伝達部材43の外表面の一部には、薄膜である断熱被膜61（第1の被膜）が長手方向に沿ってコーティングされている。図4では、断熱被膜61は、ドット状のハッチングで示されている。また、熱伝達部材43の外表面の一部には、薄膜である導電被膜62（第2の被膜）が長手方向に沿ってコーティングされている。図4では、導電被膜62は、縦線のハッチングで示されている。導電被膜62は、熱伝達部材43の外表面において外部に露出している。

[0026] 断熱被膜61は、熱伝達部材43よりも熱伝達性が低く、かつ、非導電性の材料で形成されている。ある実施例では、断熱被膜61は、耐熱樹脂（PEEK、LCP、ポリイミド、ポリアミド、フッ素樹脂等）の樹脂材料によ

って形成される。別のある実施例では、断熱被膜61は、樹脂材料から形成されるとともに、表面に凸凹が形成されている。この場合、断熱被膜61では、周辺組織との接触面積が低下し、接触する周辺組織への熱伝達性が低下する。

[0027] さらに別のある実施例では、断熱被膜61は、PEEK等の一般的な樹脂材料に、粒径の分布が異なりそれぞれ断熱性を有する2種類の中空粒子（第1の中空粒子及び第2の中空粒子）が分散的に混合されて形成される。第1の中空粒子は、例えば、中空の球殻形のガラス（ソーダ石灰ホウケイ酸ガラス）またはシリカ（二酸化ケイ素）で構成され、粒径は、例えば、20~30 μm の範囲内で分布する。第2の中空粒子は、例えば、中空かつ有底の円筒形のガラス（ソーダ石灰ホウケイ酸ガラス）またはシリカ（二酸化ケイ素）で構成され、粒径は、例えば、約0.2 μm である。このため、2種類の中空粒子の形状及び粒径分布は、互いに対して異なっている。また、2種類の中空粒子では、中空部分の体積分布及び中空部分の形状が、互いに対して異なっている。

[0028] この場合、断熱被膜61内の伝熱経路は、これらの中空粒子を迂回する経路となる。このため、実際の被膜の厚さに比して、伝熱経路の長さが延長され、断熱被膜61の熱伝達性が低くなる。また、断熱被膜61は、中空部分の形状及び体積分布が互いに対して異なる複数の種類の中空粒子を含む。これにより、断熱被膜61の組成はさらに複雑に形成され、断熱被膜61の厚さ方向に関して伝熱経路がさらに長くなる。これにより、断熱被膜61の熱伝達性がさらに低くなる。また、2種類の中空粒子のそれぞれの内部には、中空の空間（空気で満たされた空間）が形成される。すなわち、断熱被膜61の内部に、全ての中空粒子が空間を形成する。内部に形成された中空の空間の断熱効果によって、断熱被膜61の熱伝達性がより低くなる。

[0029] 導電被膜62は、導電性を有する。ある実施例では、導電被膜62は、例えば、金属メッキ等により形成されている。

[0030] 別のある実施例では、導電被膜62は、非導電材料及び導電材料を混合さ

せた混合物から形成されている。非導電材料には、例えば、PTFE（ポリテトラフルオロエチレン）又はPFA（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PAI（ポリアミドイミド）、PEEK（ポリエーテルエーテルケトン）及びシリカ（二酸化ケイ素）、又は、PEEK及びエアロゾルが含まれる。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。導電材料は、例えば、銅、銀又は金等であり、銀であることが好ましい。また、導電材料は、形状が異なる複数の要素を備える。これらの要素は、例えば、扁平形状（flat form又はoblate form）、球形状（sphere form）、多面体形状（polyhedron form）、線形状（line form）及びファイバー形状（fiber form）のいずれかである。また、導電材料は、同形の要素のみで構成されていてもよい。

[0031] この場合、導電材料は、互いに対して形状が異なる第1の要素及び第2の要素を備えるため、導電被膜62では、導電材料が架橋する構造が形成される。このため、導電被膜62での静電容量が大きく確保され、導電被膜62は、導電性を有する状態に形成される。

[0032] 図5は、第1の把持片13の熱伝達部材43を長手方向に略垂直な断面で示す図である。図5に示すように、断熱被膜61は、側面51から平面部50まで連続して形成されている。断熱被膜61は、平面部50に設けられる第1の断熱被膜部61Aと、側面51に設けられる第2の断熱被膜部61Bと、を有する。第1の断熱被膜部61Aは、第2の把持片14側から平面部50に密着し、第2の断熱被膜部61Bは、幅方向について外側から側面51に密着している。断熱被膜61は、突出面45には設けられていない。断熱被膜61は、第1の対向面16では、第2の把持領域F2に形成されている。

[0033] 本実施形態では、導電被膜62は、突出面45から平面部50まで連続して形成されている。導電被膜62は、平面部50に設けられる第1の導電被膜部62Aと突出面45に設けられる第2の導電被膜部62Cとを有する。

第1の導電被膜部62Aは、平面部50の一部において断熱被膜61に第2の把持片14側から密着し、第2の導電被膜部62Cは、突出面45に第2の把持片14側から密着している。導電被膜62は、第1の対向面16では、第1の把持領域F1及び第2の把持領域F2に連続して形成されている。

[0034] 平面部50では、第1の断熱被膜部61Aが第2の把持片14側から平面部50に密着し、第1の導電被膜部62Aが第1の断熱被膜部61A上の一部に第2の把持片14側から密着している。すなわち、平面部50には、導電被膜62が断熱被膜61上に外側（第2の把持片14側）から積層する積層部66が形成されている。積層部66は、第1の対向面16において、第2の把持領域F2に形成されている。ここで、平面部50は、第2の把持片14の導電部材36によって形成される電極面52と対向している（図3参照）。すなわち、積層部66は、第2の把持片14に設けられた電極（36）と対向する位置に設けられている。積層部66では、平面部50と導電被膜62との間には、断熱被膜61が存在する。このため、積層部66では、熱伝達部材43と導電被膜62とは、接触しない。

[0035] また、突出面45では、第2の導電被膜部62Cが第2の把持片14側から熱伝達部材43に密着している。すなわち、突出面45には、導電被膜62が母材（43）の対向面（45）に外側（第2の把持片14側）から密着する単層部67が形成されている。単層部67は、積層部66と連続して形成されている。すなわち、単層部67と積層部66との間において、導電被膜62は連続して延設される。また、単層部67は、第1の対向面16において、第1の把持領域F1に形成されている。単層部67では、第2の導電被膜部62Cは、突出面45を介して熱伝達部材43と接触している。このため、導電被膜62は、熱伝達部材43と電氣的に接続されている。

[0036] 次に、本実施形態の医療機器であるエネルギー処置具1の作用及び効果について説明する。エネルギー処置具1を用いて処置を行う際には、術者は、エネルギー処置具1のハウジング4を保持し、エンドエフェクタ6を腹腔等の体腔に挿入する。そして、把持片13、14の間に血管等の処置対象を配

置し、ハンドル12をグリップ11に対して閉じることにより、把持片13、14の間を閉じる。これにより、把持片13、14の間で血管が把持される。

[0037] 図6は、把持片13、14の間で生体組織Mを把持した状態を示す図である。この状態で、エネルギー操作入力部（操作ボタン19）での操作入力が行われることにより、熱伝達部材43及び導電部材36のそれぞれには、第2のエネルギー出力源9から電気エネルギー（高周波電力）が供給される。熱伝達部材43及び導電部材36のそれぞれに電気エネルギーが供給されることにより、把持される生体組織Mを通して第1の対向面16と第2の対向面17の電極面52との間に高周波電流が流れる。これにより、第1の把持領域F1及び第2の把持領域F2において、生体組織Mが凝固される。

[0038] また、エネルギー操作入力部（操作ボタン19）での操作入力が行われることにより、熱源40には、第1のエネルギー出力源8から電気エネルギーが供給される。熱源40に電気エネルギーが供給されることにより、熱源40において熱が発生する。熱源40で発生した熱は、熱伝達部材43及び突出面45を介して生体組織Mに付与される。すなわち、第1の把持領域F1において、熱が生体組織Mに付与される。

[0039] また、第1の把持領域F1では、第2の把持領域F2に比べて、第1の対向面16と第2の対向面17との間の距離が小さい。このため、第1の把持領域F1では、第2の把持領域F2に比べて、把持される生体組織Mに付与される把持力量が大きくなる。

[0040] 第1の把持領域F1では、熱が生体組織Mに付与されるとともに、把持される生体組織Mに比較的大きい把持力量が付与される。熱及び把持力量が生体組織Mに適切に付与されることにより、第1の把持領域F1において、生体組織Mが切開される。すなわち、第1の把持領域F1は、把持される生体組織を切開する切開部として機能する。

[0041] 本実施形態では、平面部50には、積層部66が形成されている。積層部66では、熱伝達部材43と第1の導電被膜部62Aとは、接触しない。こ

のため、第1の導電被膜部62Aには、熱源40からの熱は平面部50からは伝達されにくい。また、第1の導電被膜部62Aには、突出面45及び第2の導電被膜部62Cを通して形成される熱経路を介して、熱源40からの熱が伝達される。この熱経路は比較的長く形成されているため、第1の導電被膜部62Aには、熱は伝達されにくい。したがって、熱源40からの熱は、突出面45でのみ導電被膜62に集中的に伝達される。すなわち、第1の対向面16において、集中的に熱が伝達される部分が第1の把持領域F1に限定される。第1の対向面16において集中的に熱が伝達される部分が第1の把持領域F1に限定されることにより、生体組織Mにおいて把持領域F1、F2の外側に位置する部分に熱が伝達されることが抑制される。すなわち、処置対象以外の生体組織等への熱侵襲が低減される。

[0042] また、導電被膜62は、熱伝達部材43と電氣的に接続されている。このため、熱伝達部材43に供給される電気エネルギーは、積層部66の第1の導電被膜部62Aまで伝達される。ここで、積層部66は、第2の電極(36)と対向する位置に形成されている。このため、第1の導電被膜部62Aに電気エネルギーが供給されることにより、第2の電極(36)と第1の電極である第1の導電被膜部62Aとの間で、生体組織Mに流れる高周波電流の電流密度が高くなる。また、第2の電極(36)と第2の導電被膜部62Cとの間でも生体組織Mに高周波電流が流れる。したがって、第2の電極(36)と導電被膜62との間において、把持される生体組織Mに高周波電流が適切に付与される。前述のように断熱被膜61及び導電被膜62が形成されることにより、処置対象以外の生体組織等への熱侵襲が低減され、かつ、処置対象に高周波電流が適切に付与される。

[0043] また、生体組織の処置では、エンドエフェクタ6の幅方向について外側から、生体組織が側面51に接触することがある。本実施形態では、断熱被膜61は、側面51に形成される第2の断熱被膜部61Bを備える。このため、側面51に生体組織が接触する場合においても、生体組織において側面51に接触する部分に、熱が付与されることが抑制される。また、生体組織に

において側面51に接触する部分に、高周波電流が熱伝達部材43の側面51を介して付与されることが抑制される。これにより、生体組織において凝固させようとする部分以外の部分に、高周波電流が付与されることが効果的に防止される。なお、ある変形例では、断熱被膜61は、側面51に形成されていなくてもよい。

[0044] (第1の実施形態の第1の変形例)

単層部67は、設けられていなくてもよい。図7は、第1の実施形態の第1の変形例における、熱伝達部材43を長手方向に略垂直な断面で示す図である。図7に示すように、本変形例では、断熱被膜61は、平面部50にのみ設けられている。すなわち、断熱被膜61は、平面部50に設けられる第1の断熱被膜部61Aのみを有し、第2の把持領域F2にのみ形成されている。断熱被膜61は、平面部50に第2の把持片14側から密着している。

[0045] 導電被膜62は、平面部50にのみ設けられている。平面部50では、導電被膜62は、第2の把持片14側から第1の断熱被膜部61A上の一部に密着している。すなわち、導電被膜62は、平面部50に設けられる第1の導電被膜部62Aのみを有し、第2の把持領域F2にのみ形成されている。

[0046] 本変形例においても、平面部50には、導電被膜62が断熱被膜61上に外側(第2の把持片14側)から積層する積層部66が形成されている。また、積層部66は、第1の対向面16において、第2の把持領域F2に形成され、第2の把持片14に設けられた電極(36)と対向する位置に設けられている。

[0047] 本変形例では、導電被膜62には、電気経路(図示しない)の一端が接続されている。電気経路は、シャフト5の内部、ハウジング4の内部及びケーブル7の内部を通して延設され、電源ユニット3の第2のエネルギー出力源9に電氣的に接続されている。導電被膜62は、第2のエネルギー出力源9から電気エネルギー(高周波電力)が供給されることにより、(第1の)電極として機能する。

[0048] 本変形例では、母材である熱伝達部材43には、第2のエネルギー出力源

9からの電気エネルギーは供給されない。このため、熱伝達部材43は、例えば、窒化アルミ等の非導電性の材料で形成されていてもよい。

[0049] 本変形例においても、平面部50には、積層部66が形成されている。このため、第1の導電被膜部62Aには、熱源40からの熱は平面部50からは伝達されにくい。したがって、本変形例においても、第1の実施形態と同様にして、第1の対向面16において、集中的に熱が伝達される部分が第1の把持領域F1に限定され、処置対象以外の生体組織等への熱侵襲が低減される。すなわち、把持領域F1、F2の外側への熱侵襲が低減される。

本変形例では、第1の導電被膜部62Aには、前述の電気経路を介して電気エネルギーが直接供給される。このため、本変形例においても、第1の導電被膜部62Aは、第2の電極(36)と対向する第1の電極として機能する。第1の導電被膜部62Aに電気エネルギーが供給されることにより、第2の電極(36)と第1の電極である第1の導電被膜部62Aとの間で、生体組織に流れる高周波電流の電流密度が高くなり、把持される生体組織に高周波電流が適切に付与される。このため、本変形例においても、生体組織における把持領域の外側に位置する部分への熱侵襲が抑制され、かつ、生体組織に高周波電流が適切に付与される。

[0050] なお、エンドエフェクタ6の構成は、本実施形態に限るものではない。例えば、熱源40が配置される第1の把持片13に、突出部44が設けられなくてもよい。この場合、第2の把持片14に第2の対向面17から第1の把持片13側に突出する突出部が形成される。把持片13、14の間が閉じた状態では、突出部が第1の対向面16と当接する。そして、突出部と第1の対向面16において突出部が当接する部分との間に第1の把持領域F1が形成される。そして、第1の把持領域F1では、第1の対向面16は、突出部によって第1の把持片13側に押圧される。このため、第1の把持領域F1では、第1の把持領域F1の外側の第2の把持領域F2に比べて、第1の把持片13が第2の把持片14を押圧する力が大きくなる。

[0051] (第2の実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態について、図8及び図10を参照して、説明する。第1の実施形態と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。図8は、本実施形態の医療機器であるエネルギー処置具2が用いられる処置システムを示す図である。図8に示すように、エネルギー処置具2は、長手軸Dを有する。ここで、エネルギー処置具2では、長手軸Dに沿う方向を長手方向とする。また、長手方向の一方側を先端側（矢印D1側）とし、先端側とは反対側を基端側（矢印D2側）とする。本実施形態でも、エネルギー処置具2は、エネルギーとして熱を用いて、生体組織等の処置対象を処置する熱処置具である。また、本実施形態では、エネルギー処置具2は、処置用電極を備え、人体に取り付けられた対極板と処置用電極との間に流れる高周波エネルギー（高周波電流）を用いて、処置対象を処置するモノポーラ高周波処置具である。

[0052] エネルギー処置具2は、保持可能なハウジング71と、ハウジング71の先端側に連結されるシャフト74と、シャフト74の先端部に設けられる板状のブレード72（母材）とを備える。ハウジング71には、ケーブル73の一端が接続される。ケーブル73の他端は、前述の電源ユニット3に分離可能に接続される。

[0053] ハウジング71には、エネルギー操作入力部として操作ボタン（図示しない）が取付けられる。操作ボタンを押圧することにより、電源ユニット3に対し、第1のエネルギー出力源8及び／又は第2のエネルギー出力源9からエネルギー処置具2へ電気エネルギーを出力させる操作（信号）が入力される。なお、操作ボタンの代わりに又は加えて、エネルギー処置具2とは別体のフットスイッチ等が、エネルギー操作入力部として設けられてもよい。

[0054] ブレード72は、長手軸Dに沿って延設されている。ブレード72は、導電性を有し、かつ、熱伝達性が高い材料によって形成されている。ブレード72は、例えば、金属等によって形成されている。ブレード72は、ハウジング71の内部及びケーブル73の内部を通して延設される電気経路（図示しない）を介して電源ユニット3の第2のエネルギー出力源9と電氣的に接

続されている。ブレード72は、第2のエネルギー出力源9から電気エネルギー（高周波電力）が供給されることにより、モノポーラ高周波処置具の処置用電極として機能する。

[0055] シャフト74の内部には、熱源75が設けられている。熱源75は、ハウジング71の内部及びケーブル73の内部を通して延設される電気経路（図示しない）を介して電源ユニット3の第1のエネルギー出力源8と電氣的に接続されている。熱源75では、第1のエネルギー出力源8から電気エネルギーが供給されることにより、熱が発生する。熱源75は、ブレード72に接触している。このため、熱源75で発生した熱は、ブレード72に伝達される。なお、熱源75は、ブレード72の内部に設けられてもよい。

[0056] 図9は、シャフト74及びブレード72を示す図である。また、図10は、図9のA-A線断面を示す図である。図10は、ブレード72を長手軸Dに略垂直な断面で示している。図9及び図10に示すように、ブレード72は、長手軸Dに略垂直な方向を向く側面81と、ブレード72の刃を形成する刃部82と、を備える。ここで、側面81が向く方向をブレード72の幅方向とする。また、長手軸D及び幅方向に交差する（略垂直な）方向を垂直方向とする。垂直方向において、一方側を上側（図10の矢印Z1）とし、上側と反対側を下側（図10の矢印Z2）とする。刃部82の一方は、上側に向かうにつれて尖鋭になり、刃部の他方は、下側に向かうにつれて尖鋭になる。

[0057] ブレード72の外表面の一部には、断熱被膜91（第1の被膜）がコーティングされている。図9では、断熱被膜91は、ドット状のハッチングで示されている。断熱被膜91は、ブレード72よりも熱伝達性が低く、かつ、非導電性の材料で形成されている。断熱被膜91は、第1の実施形態の断熱被膜61と同様の材料で形成される。

[0058] また、ブレード72の外表面の一部には、導電被膜92（第2の被膜）がコーティングされている。図9では、導電被膜92は、縦線のハッチングで示されている。導電被膜92は、導電性を有する。導電被膜92は、第1の

実施形態の導電被膜 6 2 と同様の材料で形成される。

[0059] 本実施形態では、断熱被膜 9 1 は、側面 8 1 に設けられる第 1 の断熱被膜部 9 1 A を有する。第 1 の断熱被膜部 9 1 A は、ブレード 7 2 の幅方向について外側から側面 8 1 に密着している。断熱被膜 9 1 は、刃部 8 2 には設けられていない。導電被膜 9 2 は、側面 8 1、刃部 8 2 に連続して形成されている。導電被膜 9 2 は、側面 8 1 に設けられる第 1 の導電被膜部 9 2 A と、刃部 8 2 に設けられる第 2 の導電被膜部 9 2 B とを有する。第 1 の導電被膜部 9 2 A は、側面 8 1 において幅方向について外側から断熱被膜 9 1 の一部に密着し、第 2 の導電被膜部 9 2 B は、上側又は下側から刃部 8 2 に密着している。導電被膜 9 2 は、ブレード 7 2 の外表面において外部に露出している。

[0060] 側面 8 1 では、第 1 の断熱被膜部 9 1 A が幅方向の外側から側面 8 1 に密着し、第 1 の導電被膜部 9 2 A が第 1 の断熱被膜部 9 1 A 上の一部に幅方向の外側から密着している。すなわち、側面 8 1 には、導電被膜 9 2 が断熱被膜 9 1 上に外側から積層する積層部 9 6 が形成されている。積層部 9 6 では、側面 8 1 と導電被膜 9 2 との間には、断熱被膜 9 1 が存在する。このため、積層部 9 6 では、ブレード 7 2 と導電被膜 9 2 とは、接触しない。

[0061] また、刃部 8 2 では、第 2 の導電被膜部 9 2 B が上側又は下側からブレード 7 2 に密着している。すなわち、刃部 8 2 には、導電被膜 9 2 が母材 (7 2) の外表面 (8 2) に上側又は下側から密着する単層部 9 7 が形成されている。単層部 9 7 は、積層部 9 6 と連続して形成されている。すなわち、単層部 9 7 と積層部 9 6 との間では、導電被膜 9 2 が連続して延設される。単層部 9 7 では、第 2 の導電被膜部 9 2 B は、刃部 8 2 を介してブレード 7 2 と接触している。このため、導電被膜 9 2 は、ブレード 7 2 と電氣的に接続されている。

[0062] 次に、本実施形態の医療機器であるエネルギー処置具 2 の作用及び効果について説明する。エネルギー処置具 2 を用いて処置を行う際には、患者に対して極板が取り付けられる。術者は、エネルギー処置具 2 のハウジング 7 1 を保

持し、エネルギー操作入力部で操作入力を行う。エネルギー操作入力部（操作ボタン19）での操作入力が行われることにより、ブレード72には、第2のエネルギー出力源9から電気エネルギーが供給される。すなわち、刃部82及び側面81に処置用電極が形成される。また、エネルギー操作入力部での操作入力が行われることにより、熱源75には、第1のエネルギー出力源8から電気エネルギーが供給される。熱源75に電気エネルギーが供給されることにより、熱源75において熱が発生し、発生した熱はブレード72に伝達される。

[0063] エネルギー処置具2を用いて生体組織等の処置対象を切開する際には、術者は、ブレード72に電気エネルギー（高周波電力）及び熱が供給された状態で、ブレード72の刃部82を生体組織に押し当てる。刃部82と対極板との間には、生体組織及び体内を通して高周波電流が流れる。すなわち、生体組織に熱及び高周波電流が付与される。また、刃部82では、生体組織が押圧される。このため、刃部82では、高周波電流、熱及び押圧力が生体組織に付与される。これにより、生体組織は、凝固及び切開される。すなわち、刃部82は、生体組織を切開する切開部である。

[0064] 本実施形態では、側面81には、積層部96が形成されている。積層部96では、ブレード72と第1の導電被膜部92Aとは、接触しない。このため、第1の導電被膜部92Aには、熱源75からの熱は側面81からは伝達されにくい。また、第1の導電被膜部92Aには、刃部82及び第2の導電被膜部92Bを通して形成される熱経路を介して、熱源75からの熱が伝達される。この熱経路は比較的長く形成されているため、第1の導電被膜部92Aには、熱は伝達されにくい。したがって、熱源75からの熱は、刃部82でのみ導電被膜92に集中的に伝達される。すなわち、ブレード72の外表面において、集中的に熱が伝達される部分が切開部（刃部82）に限定される。ブレード72の外表面において、集中的に熱が伝達される部分が切開部に限定されることにより、処置対象以外の生体組織等への熱侵襲が低減される。

[0065] また、エネルギー処置具 2 を用いて生体組織等の処置対象を凝固させる際には、術者は、ブレード 7 2 に高周波電力及び熱が供給された状態で、ブレード 7 2 の側面 8 1 を生体組織に押し当てる。側面 8 1 と対極板との間には、生体組織及び体内を通して高周波電流が流れる。すなわち、生体組織に高周波電流が付与される。側面 8 1 では、生体組織に高周波電流のみが付与されることにより、生体組織が凝固される。すなわち、術者は、処置対象に当接させる部分を適宜選択することで、処置方法を適宜選択することができる。

[0066] 刃部 8 2 では、導電被膜 9 2 がブレード 7 2 と電氣的に接続されている。このため、ブレード 7 2 に供給される電気エネルギーは、積層部 9 6 の第 1 の導電被膜部 9 2 A まで伝達される。第 1 の導電被膜部 9 2 A に電気エネルギーが供給されることにより、対極板と処置用電極である第 1 の導電被膜部 9 2 A との間で、高周波電流が適切に生体組織に流れる。したがって、生体組織に、第 1 の導電被膜部 9 2 A を介して高周波電流が適切に付与される。前述のように断熱被膜 9 1 及び導電被膜 9 2 が形成されることにより、処置しようとする部分以外の生体組織等への熱侵襲が低減され、かつ、生体組織に高周波電流が適切に付与される。

[0067] なお、本実施形態においても、第 1 の実施形態と同様に、単層部 9 7 は設けられていなくてもよい。この場合、導電被膜 9 2 は、側面 8 1 にのみ設けられ、側面 8 1 では、第 1 の断熱被膜部 9 1 A 上に幅方向について外側から積層される。また、導電被膜 9 2 には、シャフト 7 4 の内部、ハウジング 7 1 の内部及びケーブル 7 の内部を通して延設される電気経路（図示しない）を介して、電源ユニット 3 の第 2 のエネルギー出力源 9 に電氣的に接続される。導電被膜 6 2 は、第 2 のエネルギー出力源 9 から電気エネルギー（高周波エネルギー）が供給されることにより、処置用電極として機能する。本変形例では、母材であるブレード 7 2 には、第 2 のエネルギー出力源 9 からの電気エネルギーは供給されない。このため、ブレード 7 2 は、例えば、窒化アルミ等の非導電性の材料で形成されていてもよい。

- [0068] なお、前述の実施形態等で示す構成は、接触した生体組織に熱及び電気エネルギーを供給する種々の医療機器においても、適用可能である。
- [0069] 前述の実施形態等では、医療機器（１；２）は、熱を生じる熱源（４０；７４）と、外表面（４５，５０，５１；８１，８２）を有し、前記熱源（４０；７４）からの前記熱が伝達される母材（４３；７２）と、前記母材（４３；７２）の前記外表面の一部に外側から密着し、前記母材（４３；７２）に比べて熱伝達性が低い第１の被膜（６１；９１）と、前記母材（４３；７２）の前記外表面（４５，５０，５１；８１，８２）に設けられ、外部に露出するとともに、導電性を有し、前記電気エネルギーが供給されることにより、処置対象に高周波電流を流す第２の被膜（６２；９２）と、前記母材（４３；７２）の前記外表面（４５，５０，５１；８１，８２）において前記第１の被膜（６１；９１）が延設される部位の少なくとも一部に設けられ、前記第２の被膜（６２；９２）が前記第１の被膜（６１；９１）に前記外側から積層される積層部（６６；９６）と、を備える。
- [0070] 以上、本発明の実施形態等について説明したが、本発明は前述の実施形態等に限るものではなく、発明の趣旨を逸脱することなく種々の変形ができることは、もちろんである。

請求の範囲

- [請求項1] 熱を生じる熱源と、
外表面を有し、前記熱源からの前記熱が伝達される母材と、
前記母材の前記外表面の一部に外側から密着し、前記母材に比べて熱伝達性が低い第1の被膜と、
前記母材の前記外表面に設けられ、外部に露出するとともに、導電性を有し、電気エネルギーが供給されることにより、処置対象に高周波電流を流す第2の被膜と、
前記母材の前記外表面において前記第1の被膜が延設される部位の少なくとも一部に設けられ、前記第2の被膜が前記第1の被膜に前記外側から積層される積層部と、
を備える、医療機器。
- [請求項2] 前記母材は、導電性を有し、
前記第2の被膜は、前記母材の前記外表面に前記外側から密着する単層部を備え、
前記第2の被膜は、前記単層部と前記積層部との間において連続して延設されている、
請求項1の医療機器。
- [請求項3] 前記第2の被膜には、前記単層部において前記母材を介して電気エネルギーが供給される、
請求項2の医療機器。
- [請求項4] 前記母材は非導電性を有し、
前記第2の被膜は、前記母材の前記外表面に前記外側から密着する単層部を備えるとともに、
前記第2の被膜には、電気エネルギーを伝達可能な電気経路が接続され、
前記第2の被膜は、前記単層部と前記積層部との間において連続して延設されている、

請求項 1 の医療機器。

[請求項5] 前記母材に対して開閉可能で、前記母材との間で処置対象を把持するジョーをさらに備え、

前記母材の前記外表面は、前記ジョーと対向する対向面を備え、
前記積層部は、少なくとも前記対向面に設けられる、
請求項 1 の医療機器。

[請求項6] 前記対向面は、第 1 の部分と、第 1 の部分よりも前記ジョーを押圧する押圧力が小さい第 2 の部分と、を備え、

前記積層部は、前記第 2 の部分に設けられている、
請求項 5 の医療機器。

[請求項7] 前記母材は、導電性を有し、

前記第 2 の被膜は、前記母材の前記対向面に前記ジョー側から密着する単層部を備え、

前記第 2 の被膜は、前記単層部と前記積層部との間において連続して延設されている、

請求項 5 の医療機器。

[請求項8] 前記ジョーは、電極を備え、

前記積層部は、前記電極と対向する位置に設けられている、
請求項 5 の医療機器。

[請求項9] 前記第 1 の被膜は、耐熱樹脂により形成されている、

請求項 1 の医療機器。

[請求項10] 前記第 1 の被膜は、樹脂材料に中空粒子が混合される混合物によって形成されている、

請求項 1 の医療機器。

[請求項11] 前記第 2 の被膜は、非導電材料及び導電材料が混合される導電性を有する混合物によって形成される、

請求項 1 の医療機器。

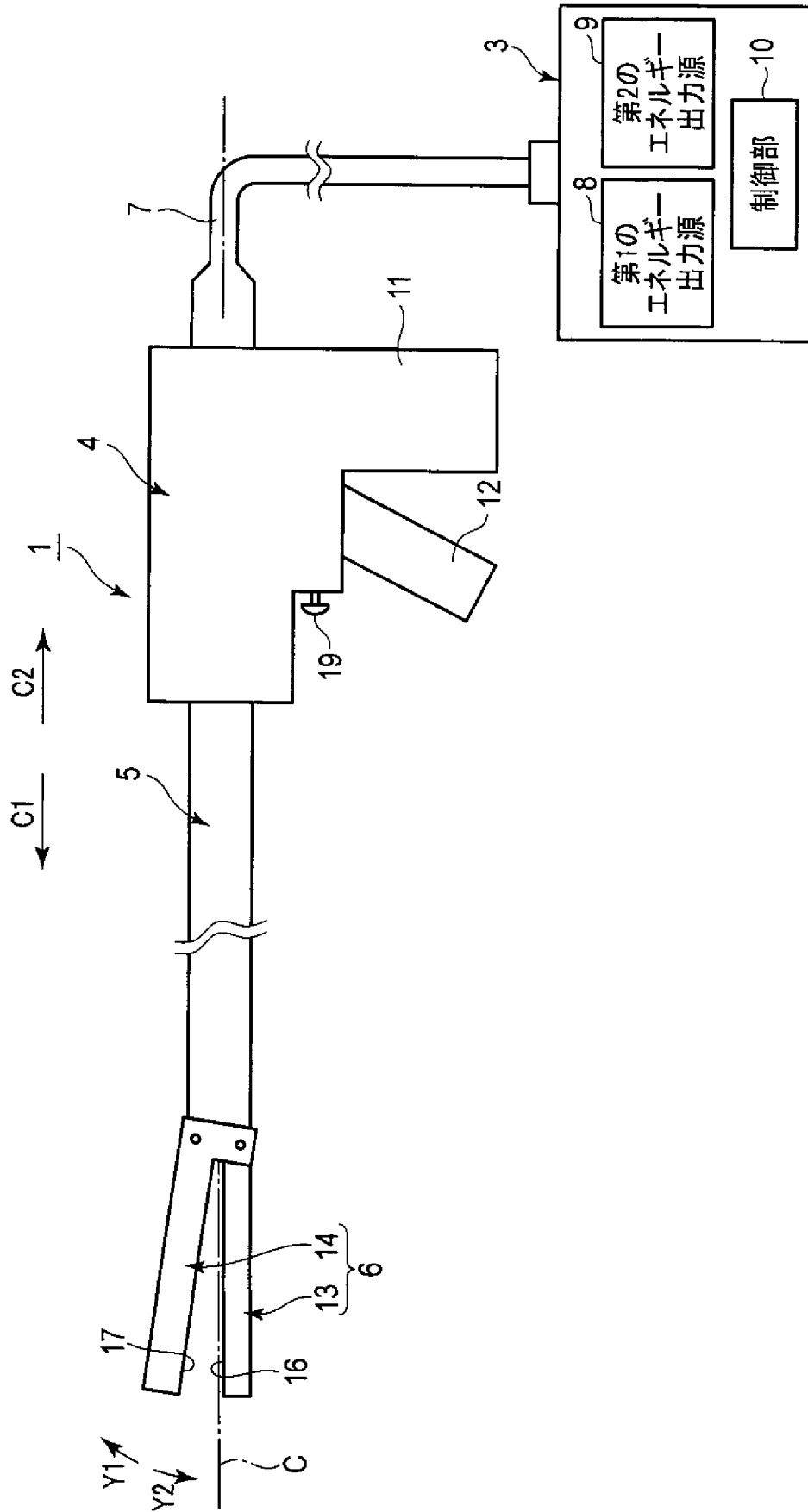
[請求項12] 前記導電材料は、銀である、

請求項 1 1 の医療機器。

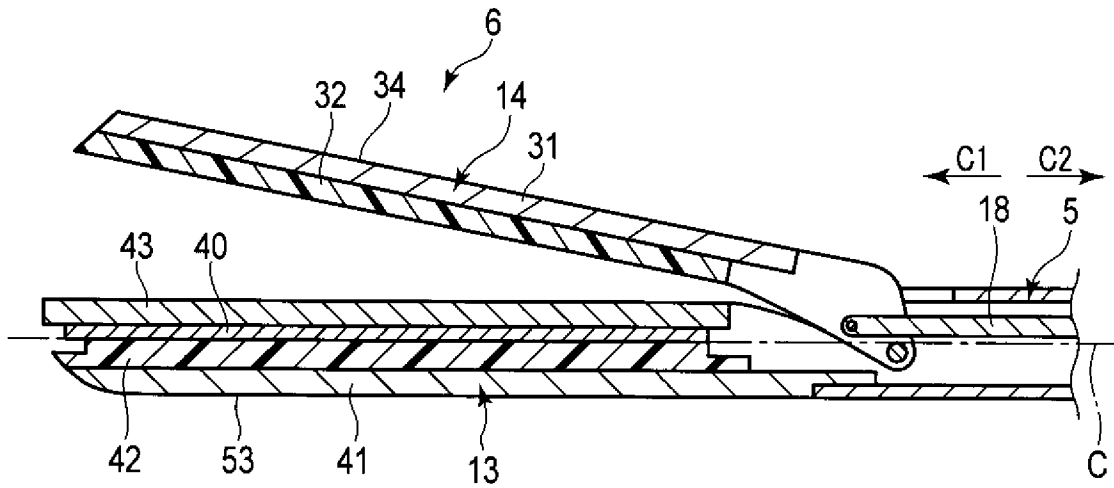
[請求項13]

前記非導電材料は、フッ素樹脂である、
請求項 1 1 の医療機器。

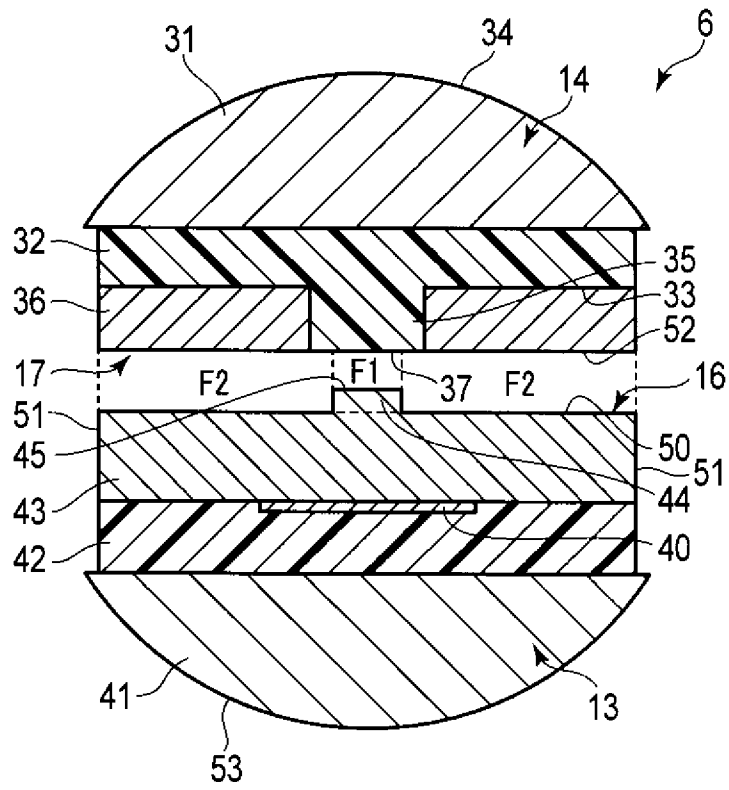
[図1]



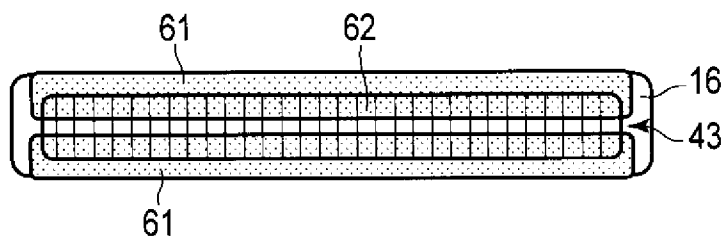
[図2]



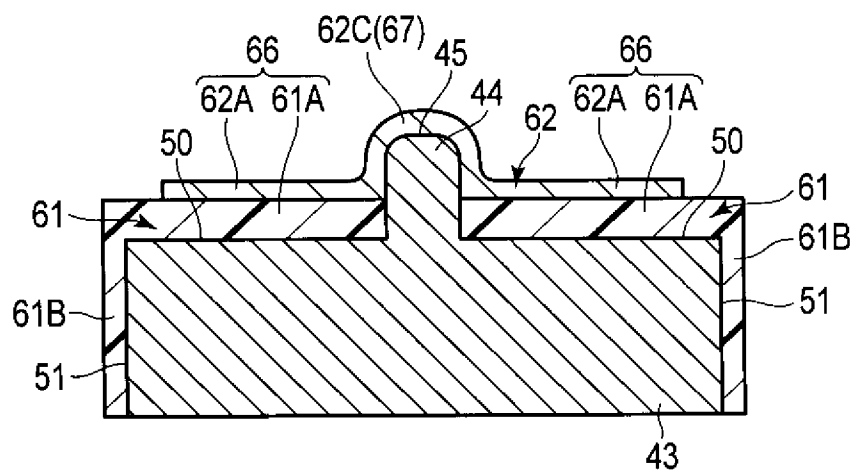
[図3]



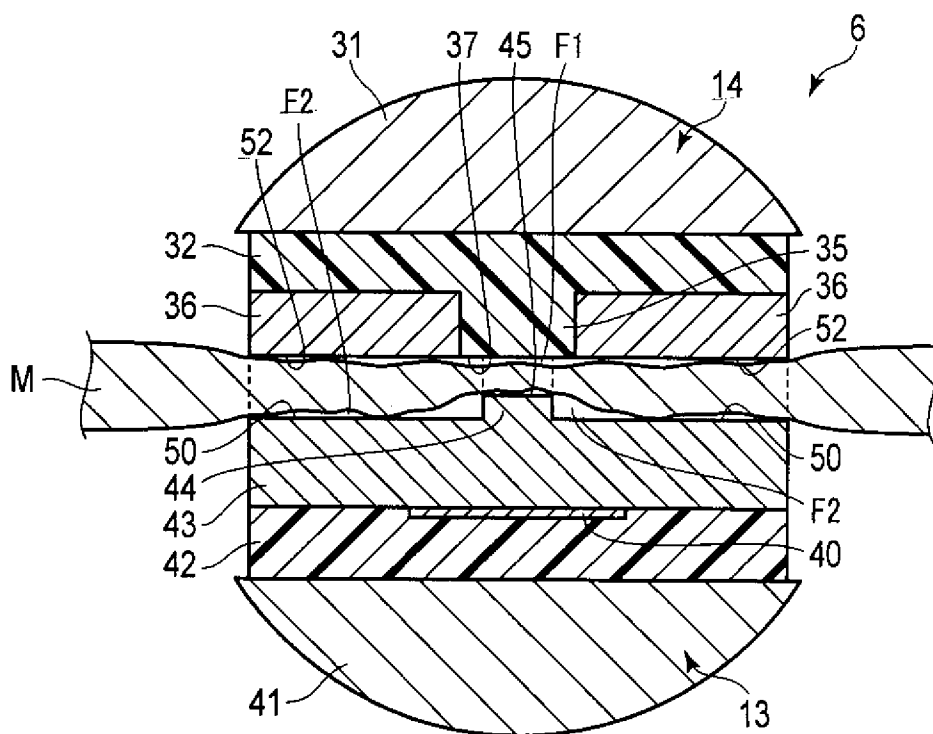
[図4]



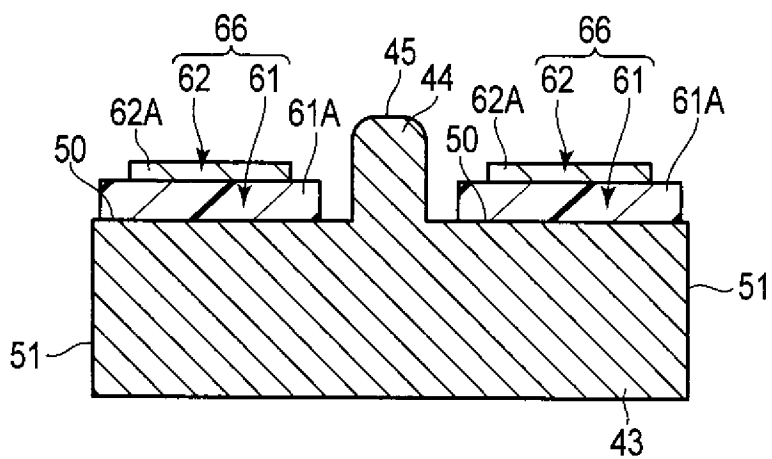
[図5]



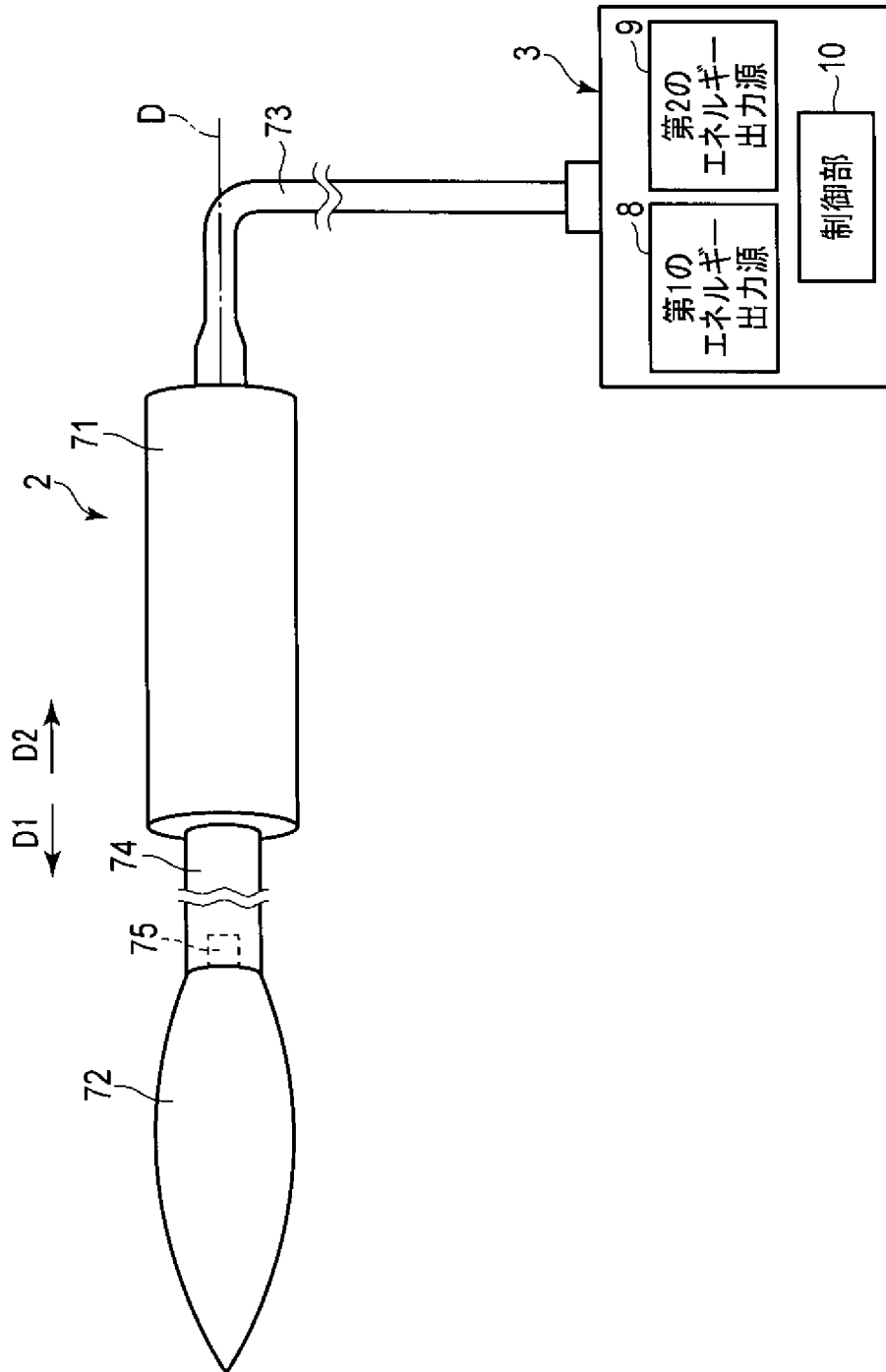
[図6]



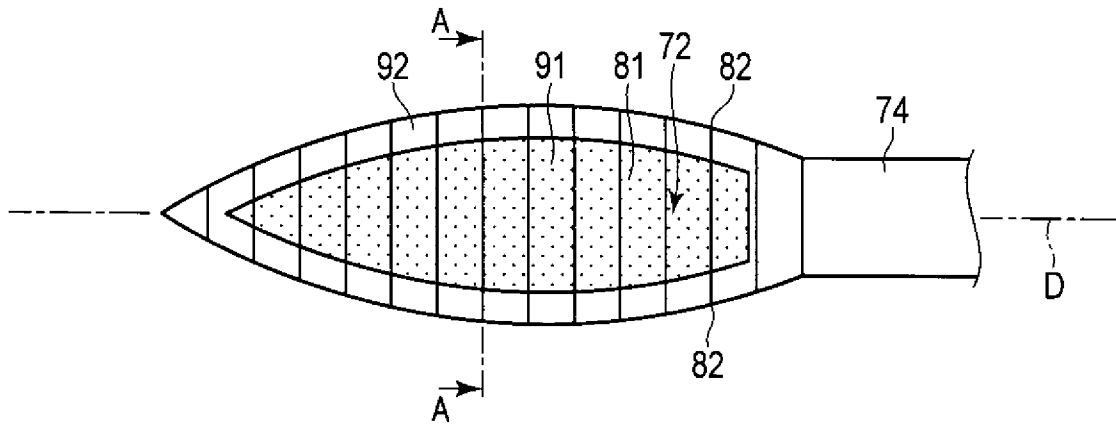
[図7]



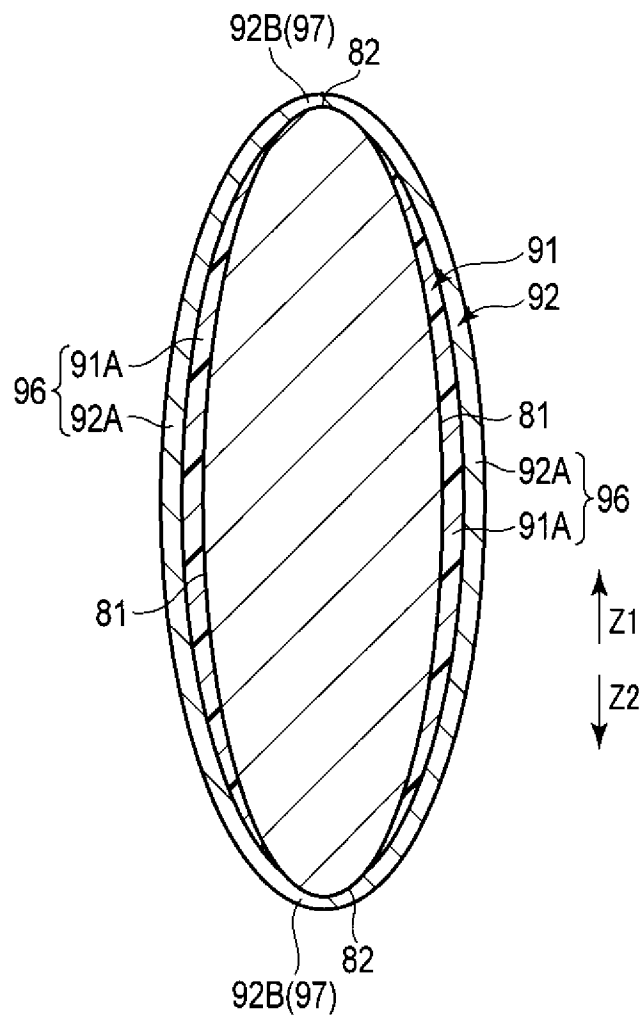
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/083227

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B18/14(2006.01) i, A61B18/08(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B18/14, A61B18/08

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-188012 A (Olympus Corp.), 08 July 2004 (08.07.2004), paragraphs [0023] to [0041]; fig. 1 to 3 (Family: none)	1-13
A	JP 2001-198137 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 24 July 2001 (24.07.2001), paragraph [0059]; fig. 10 & US 2003/0171747 A1 paragraphs [0553] to [0555]; fig. 67 & US 2004/0078035 A1	1-13

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 19 January 2017 (19.01.17)	Date of mailing of the international search report 31 January 2017 (31.01.17)
---	--

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/JP2016/083227

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 2014-529452 A (Olympus Winter & Ibe GmbH), 13 November 2014 (13.11.2014), paragraphs [0045] to [0046]; fig. 3a & US 2014/0228844 A1 paragraphs [0050] to [0051]; fig. 3a & WO 2013/030349 A1 & DE 102011082102 A1 & CN 104023660 A	1-13
A	WO 2013/180294 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 05 December 2013 (05.12.2013), paragraphs [0014] to [0015]; fig. 4A & US 2015/0080887 A1 paragraphs [0045] to [0046]; fig. 4A & EP 2856962 A1 & CN 104334105 A & JP 5625135 B2	1-13
A	WO 2016/080147 A1 (Olympus Corp.), 26 May 2016 (26.05.2016), paragraphs [0019] to [0034]; fig. 5A to 5D (Family: none)	1-13

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B18/14(2006.01)i, A61B18/08(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B18/14, A61B18/08

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2004-188012 A (オリンパス株式会社) 2004.07.08, 段落0023-0041、図1-3 (ファミリーなし)	1-13
A	JP 2001-198137 A (オリンパス光学工業株式会社) 2001.07.24, 段落0059、図10 & US 2003/0171747 A1 [0553]-[0555], FIG. 67 & US 2004/0078035 A1	1-13

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

国際調査を完了した日 19.01.2017	国際調査報告の発送日 31.01.2017
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) 後藤 健志 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 2014-529452 A (オリンパス・ウィンター・アンド・イベ・ゲゼルシャフト・ミット・ベシュレンクテル・ハフツング) 2014. 11. 13, 段落 0045 - 0046、図 3 a & US 2014/0228844 A1 [0050]-[0051], FIG. 3a & WO 2013/030349 A1 & DE 102011082102 A1 & CN 104023660 A	1 - 13
A	WO 2013/180294 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013. 12. 05, 段落 [0014] - [0015]、図 4 A & US 2015/0080887 A1 [0045]-[0046], FIG. 4A & EP 2856962 A1 & CN 104334105 A & JP 5625135 B2	1 - 13
A	WO 2016/080147 A1 (オリンパス株式会社) 2016. 05. 26, 段落 [0019]-[0034]、図 5A-5D (ファミリーなし)	1 - 13