

(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5月23日(23.05.2019)



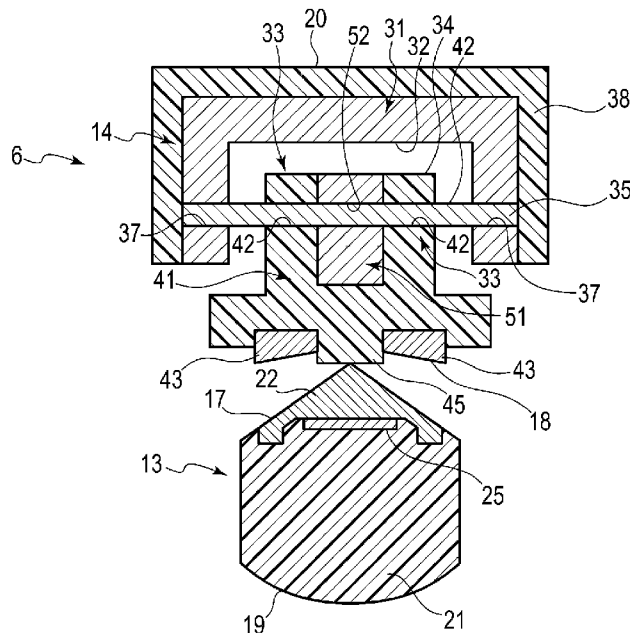
(10) 国際公開番号

**WO 2019/097608 A1**

- (51) 国際特許分類:  
*A61B 18/14* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/041107
- (22) 国際出願日: 2017年11月15日(15.11.2017)
- (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: 武井 祐介 (**TAKEI, Yusuke**); 〒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). 田中 千博 (**TANAKA, Kazuhiro**); 〒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 東京都港区芝三丁目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, JO, JP, KE, KG, KH,

(54) Title: MEDICAL DEVICE

(54) 発明の名称: 医療機器



(57) Abstract: This medical device is provided with: a first electrode; a jaw which opens and closes with respect to the first electrode; a second electrode which forms a treatment surface that faces the first electrode; an electrode holder which is mounted to the second electrode from the side opposite to the treatment surface so as to be oscillatable with respect to the jaw, and which has a thermal conductivity lower than that of the second electrode; and an aggregate which is provided to the electrode holder, is electrically insulated from the second electrode, and has a flexural strength greater than that



WO 2019/097608 A1

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))

---

of the electrode holder.

(57) 要約：医療機器は、第1の電極と、前記第1の電極に対して開閉するジョーと、前記第1の電極に対向する処置面を形成する第2の電極と、前記ジョーに対して揺動可能に取付けられ、前記第2の電極に前記処置面とは反対側から取付けられ、前記第2の電極よりも熱伝導率が低い、電極ホルダと、前記電極ホルダに設けられ、前記第2の電極に対して電氣的に絶縁され、前記電極ホルダよりも曲げ強度が大きい骨材と、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、処置エネルギー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] US2017/0000556A1には、一对の把持片の間で生体組織等の処置対象を把持し、高周波電流等の処置エネルギーを用いて把持された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、一对の把持片は、互いに対して対向する一对の把持面を備える。把持面のそれぞれには電極が設けられ、電極のそれぞれには電気エネルギー（高周波電力）供給される。電極のそれぞれに電気エネルギー（高周波電力）が供給されることにより、処置対象を通して把持片の間に高周波電流が流れ、処置対象が処置される。

[0003] US2017/0000556A1のような医療機器では、処置対象に付与される把持力を均一化するために、把持片の一方にワイパー構造が設けられることがある。この場合、ワイパー構造が設けられる把持片は、ジョーと、揺動部とを備える。揺動部は、ピンを介して、ジョーに対して揺動可能に取付けられる。揺動部には、電極が設けられる。電極には、ジョー及びピンを介して電気エネルギー（高周波電力）が供給される。このような医療機器を用いた処置では、ジョーが、電極に電気エネルギーを供給する電気経路の一部を形成し、ジョーに熱が生じやすい。また、電極で生じた熱が、ジョーに伝達されやすい。

**発明の概要**

[0004] 本発明は前記課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは、ジョーでの熱の発生及びジョーへの熱の伝達を抑制でき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、本発明のある態様の医療機器は、第1の電極と、前記第1の電極に対して開閉するジョーと、前記第1の電極に対向する処置面を形成する第2の電極と、前記ジョーに対して揺動可能に取付けられ、前記第2の電極に前記処置面とは反対側から取付けられ、前記第2の電極よりも熱伝導率が低い、電極ホルダと、前記電極ホルダに設けられ、前記第2の電極に対して電氣的に絶縁され、前記電極ホルダよりも曲げ強度が大きい骨材と、を備える。

### 図面の簡単な説明

- [0006] [図1]図1は、第1の実施形態に係る医療機器を概略的に示す図である。
- [図2]図2は、第1の実施形態に係るエンドエフェクタの構成を、長手軸を通る断面で一部を概略的に示す図である。
- [図3]図3は、第1の実施形態に係るエンドエフェクタの構成を、長手軸に交差する断面で概略的に示す図である。
- [図4]図4は、第1の実施形態に係る第2の電極と電気配線との接続部を概略的に示す斜視図である。
- [図5]図5は、第1の実施形態に係る第2の電極と電気配線との接続部を幅方向に対して交差する断面で概略的に示す図である。
- [図6]図6は、第1の実施形態のある変形例に係る第2の電極と電気配線との接続部を概略的に示す斜視図である。
- [図7]図7は、第1の実施形態に係るシャフトと第2の把持片との連結構造を長手軸に交差する断面で概略的に示す図である。
- [図8]図8は、第1の実施形態の第1の変形例に係るエンドエフェクタの構成を長手軸に交差する断面で概略的に示す図である。
- [図9]図9は、第1の実施形態の第2の変形例に係るエンドエフェクタの第2の把持片の構成を、幅方向に対して交差する断面で概略的に示す図である。
- [図10]図10は、第1の実施形態の第3の変形例に係るエンドエフェクタの構成を長手軸に交差する断面で概略的に示す図である。
- [図11]図11は、第1の参照例に係るエンドエフェクタの構成を長手軸に交

差する断面で概略的に示す図である。

[図12]図12は、第2の参照例に係るエンドエフェクタの構成を長手軸に交差する断面で概略的に示す図である。

### 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。

[0008] 図1は、本実施形態の医療機器である処置具1を示す図である。図1に示すように、処置具1は、保持可能なハウジング4と、ハウジング4に連結される筒状のシャフト5と、を備える。ハウジング4には、ケーブル7の一端が接続されている。ケーブル7の他端は、電源装置3に着脱可能に接続される。

[0009] シャフト5は、長手軸Cを規定する。ここで、長手軸Cに沿う方向を長手方向とする。長手方向の一方側を先端側(図1の矢印C1側)とし、先端側とは反対側を基端側(図1の矢印C2側)とする。シャフト5は、基端側から先端側へ長手軸Cに沿って延設され、ハウジング4の先端側に連結されている。

[0010] シャフト5の先端部には、エンドエフェクタ6が設けられている。エンドエフェクタ6は、第1の把持片13と第2の把持片14とを備える。第1の把持片13と第2の把持片14との間は、開閉可能である。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、第1の把持片13に対して回転可能にシャフト5に取付けられている。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に対して回転可能に取付けられる。

[0011] 第1の把持片13は、第2の把持片14に対して対向する処置面(対向面)17と、処置面17とは反対側を向く背面19とを備える。第2の把持片14は、第1の把持片13の処置面17に対して対向する処置面(対向面)18と、処置面18とは反対側を向く背面20とを備える。

[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 1 4 が第 1 の把持片 1 3 に対して開く側を第 2 の把持片 1 4 の開方向（矢印 Y 1）とし、第 2 の把持片 1 4 が第 1 の把持片 1 3 に対して閉じる側を第 2 の把持片 1 4 の閉方向（矢印 Y 2）とする。ここで、長手軸 C に対して交差し（垂直又は略垂直で）、かつ、エンドエフェクタ 6 の開閉方向に対して交差する（垂直又は略垂直な）方向を、エンドエフェクタ 6 の幅方向とする。

[0013] ハウジング 4 は、ハウジング本体 1 5 と、グリップ（固定ハンドル） 1 1 とを備える。ハウジング本体 1 5 は、長手軸 C に沿って延設されている。グリップ 1 1 は、長手軸 C から離れる側へ向かってハウジング本体 1 5 から延設されている。シャフト 5 は、ハウジング本体 1 5 に先端側から連結されている。

[0014] ハウジング本体 1 5 には、可動ハンドル 1 2 が回動可能に取付けられている。可動ハンドル 1 2 は、長手軸 C に対してグリップ 1 1 が位置する側に位置し、本実施形態ではグリップ 1 1 に対して先端側に位置している。可動ハンドル 1 2 がハウジング本体 1 5 に対して回動することにより、可動ハンドル 1 2 がグリップ 1 1 に対して開く又は閉じる。可動ハンドル 1 2 がグリップ 1 1 に対して開く又は閉じることにより、エンドエフェクタ 6 を前述のように開動作又は閉動作させる操作が、開閉操作入力部である可動ハンドル 1 2 において、入力される。

[0015] 可動ハンドル 1 2 と第 2 の把持片 1 4 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 1 6 を介して、連結されている。開閉操作入力部である可動ハンドル 1 2 をグリップ 1 1 に対して開く又は閉じることにより、可動部材 1 6 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、第 2 の把持片 1 4 がシャフト 5 及び第 1 の把持片 1 3 に対して回動する。これにより、把持片 1 3、1 4 の間が開く又は閉じる。把持片 1 3、1 4 の間に処置対象が配置された状態で把持片 1 3、1 4 の間が開くことにより、把持片 1 3、1 4 の間で処置対象が把持される。

[0016] ある実施例では、可動ハンドル 1 2 は、グリップ 1 1 に対して基端側に位

置する。また、別のある実施例では、可動ハンドル12は、長手軸Cに対してグリップ11が位置する側とは反対側に位置し、開動作及び閉動作において、長手軸Cに対して交差する（垂直又は略垂直な）方向に移動する。

[0017] また、ある実施例では、ハウジング4に回転ノブ等の操作部材（図示しない）が取付けられる。この場合、操作部材をハウジング4に対して長手軸Cの軸回りに回転することにより、シャフト5及びエンドエフェクタ6と一緒に、ハウジング4に対して長手軸Cの軸回りに回転する。

[0018] 電源装置3は、高周波電源と熱電源とを備える。高周波電源は、波形生成器、変換回路及び変圧器等を備え、バッテリー電源又はコンセント電源等からの電力を高周波電力に変換する。また、後述するように、第1の把持片13及び第2の把持片14のそれぞれは、少なくとも一部が導電材料によって形成される。高周波電源は、ケーブル7の内部、ハウジング4の内部及びシャフト5の内部を通して設けられる電気経路を介して、第1の把持片13及び第2の把持片14のそれぞれに電氣的に接続される。高周波電源は、変換した高周波電力を前述の電気経路を通して出力し、第1の把持片13及び第2の把持片14に高周波電力を電気エネルギーとして供給する。

[0019] 熱電源は、変換回路及び変圧器等を備え、バッテリー電源又はコンセント電源等からの電力を直流電力又は交流電力に変換する。また、第1の把持片13及び第2の把持片14の少なくとも一方には、後述する熱源（発熱体）25が設けられる。熱電源は、ケーブル7の内部、ハウジング4の内部及びシャフト5の内部を通して設けられる電気経路を介して、熱源25に電氣的に接続される。熱電源は、変換した電力を前述の電気経路を通して出力し、熱源25に電気エネルギーを供給する。

[0020] ハウジング4のハウジング本体15には、エネルギー操作入力部である操作ボタン10が設けられている。把持片13、14の間で処置対象が把持された状態で、操作ボタン10で操作が入力されることにより、高周波電源及び熱電源のそれぞれからエンドエフェクタ6に電気エネルギーが供給され、把持された処置対象に高周波電流及び熱が処置エネルギーとして付与される

。なお、ある実施例では、操作ボタン10の代わりに、又は、操作ボタン10に加えて、電源装置3に電氣的に接続されるフットスイッチが、処置具1とは別体に設けられる。

[0021] また、ある実施例では、ハウジング4に複数の操作ボタン10が設けられる。処置対象が把持された状態で、ある操作ボタン10で操作が入力されることにより、例えば、処置対象に高周波電流のみが処置エネルギーとして付与される。処置対象が把持された状態で、別の操作ボタン10で操作が入力されることにより、例えば、処置対象に高周波電流と熱とが、処置エネルギーとして付与される。

[0022] 図2は、シャフト5の先端部とエンドエフェクタ6を示す図である。図2は、長手軸Cを通り、かつ、エンドエフェクタ6の幅方向に対して交差する（垂直又は略垂直な）断面で一部を示す図である。図3は、把持片13、14の間が閉じた状態を、長手軸Cに交差する（垂直又は略垂直な）断面で示す図である。

[0023] 図2及び図3に示すように、第1の把持片13は、支持体21と、導電部材（ブレード）22と、を備える。支持体21及び導電部材22のそれぞれは、長手軸Cに沿う方向について把持片13の基端部から先端部までの範囲に渡って延設される。支持体21は、シャフト5に固定されている。支持体21は、例えば、電氣的絶縁性を有し、熱伝導率が小さい材料から形成される。支持体21は、例えば、樹脂から形成される。また、支持体21は、金属の芯材に樹脂をインサート成形することにより、形成されてもよい。

[0024] 導電部材22は、把持片14側から支持体21に取付けられている。導電部材22は、導電性を有する。導電部材22は、例えば、銅合金又はアルミ合金等の熱伝導性が高い材料から形成される。導電部材22は、処置面17の少なくとも一部を形成する。本実施形態では、処置面17は、幅方向について中央に向かうにつれて把持片14側に向かう状態に形成されている。

[0025] 導電部材22には、電気配線等から形成される電気経路の一端が接続される。この電気経路は、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、他端が電源装置3の高周波電源に接続される。これにより、導電部材22と高周波電源とが電氣的に接続され、高周波電源から導電部材22へ高周波電力を電気エネルギーとして供給可能になる。導電部材22は、電気エネルギーが供給されることにより、第1の電極として機能する。

[0026] 第1の把持片13は、熱源25を備える。熱源25は、導電部材22に処置面17とは反対側から取付けられている。熱源25は、長手方向について把持片13の基端部から先端部までの範囲に渡って設けられている。熱源25は、導電部材22に取付けられる発熱線又は導電部材22にプリントされる発熱パターン等であり、例えば、ニクロム合金又はステンレス合金等から形成される。熱源25は、導電部材22に対して電氣的に絶縁されている。

[0027] 熱源25には、電気配線等から形成される電気経路の一端が接続される。この電気経路は、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、他端が電源装置3の熱電源に接続される。これにより、熱源25と熱電源とが電氣的に接続され、熱電源から熱源25に電気エネルギーを供給可能になる。熱電源から熱源25に電気エネルギーが供給されることにより、熱源25で熱が発生する。熱源25で発生した熱は、導電部材22に伝達され、把持片13、14の間で把持される処置対象に処置面17から処置エネルギーとして付与される。

[0028] 第2の把持片14は、ジョー（支持体）31と、揺動部33とを備える。ジョー31及び揺動部33は、把持片14の延設方向に沿って把持片14の先端部から基端部に渡って延設されている。揺動部33は、ジョー31に対して揺動可能である。ジョー31は、把持片14が把持片13に対して閉じた状態において、長手軸Cに沿って延設される。すなわち、把持片14が把持片13に対して閉じた状態では、ジョー31の延設方向は、長手軸Cと平行又は略平行になる。ジョー31は、延設方向に対して交差する（垂直又は略垂直な）断面形状が、把持片13に向かって開口するU字形状となる。また、ジョー31は、内向面32を備える。内向面32は、背面20とは反対

側を向いている。ジョー３１は、例えば、ステンレス等の金属で形成されることが好ましいが、樹脂等で形成されてもよい。

[0029] 本実施形態では、ジョー３１には、カバー３８が取付けられている。カバー３８は、背面２０側から、ジョー３１に密着している。カバー３８は、熱伝導率がジョー３１よりも小さい材料から形成される。カバー３８は、例えば、樹脂から形成される。本実施形態では、カバー３８は、把持片１４の背面２０を形成する。カバー３８は、設けられなくてもよい。

[0030] 揺動部３３は、把持片１３側からジョー３１に取付けられている。揺動部３３は、揺動ピン３５を介して、ジョー３１に取付けられている。揺動ピン３５は、把持片１４の延設方向について把持片１４の中央部に設けられ、幅方向に沿って延設されている。揺動ピン３５は、例えば、金属から形成されている。揺動部３３は、揺動ピン３５を揺動軸として、ジョー３１に対して揺動可能である。揺動部３３は、把持片１４の処置面１８を形成する。揺動部３３は、背面３４を備える。背面３４は、処置面１８とは反対側を向いている。揺動部３３の背面３４は、ジョー３１の内向面３２と対向している。

[0031] 揺動部３３は、電極ホルダ４１を備える。電極ホルダ４１は、把持片１４の延設方向に沿ってジョー３１の先端部から基端部に渡って延設されている。電極ホルダ４１は、電氣的絶縁性を有し、熱伝導率が小さい材料から形成される。電極ホルダ４１は、例えば、樹脂から形成される。

[0032] ジョー３１には、挿通孔３７が設けられている。挿通孔３７は、ジョー３１において幅方向に沿って形成される。挿通孔３７は、幅方向についてジョー３１の両側壁に形成され、ジョー３１の側壁を貫通している。電極ホルダ４１には、挿通孔４２が設けられている。挿通孔４２は、電極ホルダ４１において幅方向に沿って形成される。ジョー３１の挿通孔３７及び電極ホルダ４１の挿通孔４２には、揺動ピン３５が挿通されている。揺動ピン３５が挿通孔３７、４２に挿通されることにより、電極ホルダ４１がジョー３１に取付けられる。

[0033] 電極ホルダ４１には、導電部材（第２の電極）４３が取付けられている。

導電部材43は、把持片13側から電極ホルダ41に取付けられている。導電部材43は、把持片14の延設方向に沿って延設され、ジョー31の先端部から基端部までの範囲に渡って延設されている。導電部材43は、処置面17の一部を形成している。導電部材43は、電導性を有する。導電部材43は、例えば、ステンレス等の金属で形成される。導電部材43は、電極ホルダ41を介して、ジョー31及び揺動ピン35に対して電氣的に絶縁されている。また、導電部材43は、電極ホルダ41よりも熱伝導率が高い。したがって、電極ホルダ41は、導電部材43よりも熱伝導率が小さい。

[0034] 電極ホルダ41は、当接部45を備える。当接部45は、幅方向について把持片14の中央位置に設けられる。当接部45は、導電部材43の間から把持片13側に向かって突出している。当接部45は、幅方向について処置面17の中央部を形成している。

[0035] 把持片13、14の間が閉じた状態では、電極ホルダ41の当接部45が、把持片13の処置面17に当接する。この状態では、導電部材22と導電部材43との間に隙間が形成され、導電部材43は、導電部材22と接触しない。このため、導電部材22及び導電部材43が電極として機能する状態において、電源装置3から導電部材22及び導電部材43に高周波電力が出力される電気回路での短絡が、有効に防止される。

[0036] 電極ホルダ41には、骨材51が取付けられている。骨材51は、把持片14の延設方向に沿って延設され、ジョー31の先端部から基端部までの範囲に渡って延設されている。骨材51は、電極ホルダ41の内側に配置されている。骨材51には、電極ホルダ41が幅方向について外側から密着している。したがって、電極ホルダ41は、骨材51の少なくとも一部を覆っている。骨材51は、電極ホルダ41を介して、導電部材43に対して離間している。このため、骨材51は、電極ホルダ41を介して、導電部材43に対して電氣的に絶縁されている。骨材51は、電極ホルダ41よりも曲げ強度が大きい材料で形成されている。電極ホルダ41は、例えば、金属やセラミックで形成されている。

- [0037] 骨材51には、挿通孔52が設けられている。挿通孔52は、幅方向について骨材51を貫通している。挿通孔52には、揺動ピン35が挿通されている。すなわち、揺動ピン35は、骨材51を貫通している。骨材51は、揺動ピン35を介して、電極ホルダ41と一緒に、ジョー31に支持されている。骨材51は、電極ホルダ41と一緒に、ジョー31に対して揺動可能である。なお、電極ホルダ41は、幅方向について骨材51の両側に設けられる突起を備え、突起は、電極ホルダ41においてジョー31に向かって突出する。そして、挿通孔42は、突起のそれぞれに形成され、突起を貫通する。
- [0038] 骨材51は、突出部54、55を備える。突出部54、55は、揺動部33の背面34からジョー31の内向面32側に向かって突出している。突出部54は、把持片14の延設方向について揺動軸(35)よりも基端側に設けられる。突出部54は、揺動部33において揺動軸(35)より基端側の部位がジョー31に近づいた際に、ジョー31の内向面32と当接する。突出部55は、把持片14の延設方向について揺動軸(35)よりも先端側に位置する。突出部55は、揺動部33において揺動軸(35)より先端側の部位がジョー31に近づいた際に、ジョー31の内向面32と当接する。
- [0039] 前述のような構成であるため、揺動部33において、ジョー31に対して揺動することによりジョー31と当接する部分では、骨材51が電極ホルダ41から露出している。このため、揺動部33とジョー31とが当接する際には、骨材51がジョー31に接触する。すなわち、揺動部33は、ジョー31との当接部位が骨材51によって形成されている。
- [0040] 図4及び図5は、揺動部33の基端部を示す図である。図4は、斜視図であり、図5は、幅方向に対して垂直又は略垂直な断面を示す図である。図4及び図5に示すように、導電部材43の基端部には、電気配線(リード線)47の一端が接続されている。電気配線47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、他端が電源装置3の高周波電源に電氣的に接続される。これにより、導電部材43と高周波電源

とが電氣的に接続され、高周波電源から導電部材43に電気エネルギーとして高周波電力を供給可能になる。導電部材43は、電気エネルギーが供給されることにより、第2の電極として機能する。

[0041] 導電部材43の基端部には、挿入孔46が形成されている。挿入孔46は、処置面18側から背面20側に向かって導電部材43を貫通している。挿入孔46は、電気配線47と導電部材43との接続部50の近傍に位置する。電気配線47は、シャフト5の内部から先端側へ延設され、挿入孔46に挿通されている。

[0042] 電源装置3は、操作ボタン10での操作に基づいて、高周波電源から高周波電力を電気エネルギーとして出力する。出力された高周波電力は、前述した電気経路を介して把持片13の導電部材22に供給されるとともに、前述した電気経路を介して把持片14の導電部材43に供給される。これにより、導電部材22及び導電部材43は、互いに対して電位の異なる電極として機能する。把持片13、14の間で処置対象を把持した状態で導電部材22及び導電部材43が電極として機能することにより、導電部材22と導電部材43との間で処置対象を通して高周波電流が流れ、処置対象に高周波電流が処置エネルギーとして付与される。

[0043] 電極ホルダ41は、把持片14の延設方向について、骨材51よりも基端側までの範囲に渡って設けられている。したがって、電極ホルダ41の基端48は、骨材51の基端53よりも基端側に位置する。電極ホルダ41の基端48は、導電部材43と電気配線47との接続部50よりも先端側に位置する。

[0044] 骨材51は、把持片14の延設方向について、導電部材43と電気配線47との接続部50よりも先端側の位置まで、延設される。したがって、骨材51の基端53は、接続部50よりも先端側に位置する。

[0045] なお、図6にある変形例として示すように、挿入孔46は、幅方向の一方側に向かって開口する開口部49を備えることも好ましい。この場合、電気配線47を導電部材43に接続する際に、開口部49を通して電気配線47

を挿入孔46内に挿入することができる。

[0046] 図7は、シャフト5と第2の把持片14との連結構造を示す図である。図7に示すように、シャフト5の先端部では、長手軸Cに交差する（略垂直な）断面は、第2の把持片14側に向かって開口したU字形状となる。また、第2の把持片14のジョー31の基端部における把持片14の延設方向に交差する（略垂直な）断面は、シャフト5側（第1の把持片13側）に向かって開口したU字形状となる。第2の把持片14は、幅方向についてシャフト5の両外側に配置されている。このとき、シャフト5において幅方向について外側を向く面と、第2の把持片14において幅方向について内側を向く面とは、離間した状態で、対向する。

[0047] シャフト5の先端部には、係合孔58が形成されている。係合孔58は、幅方向に沿ってシャフト5の先端部に形成される。係合孔58は、シャフト5の先端部において、幅方向について両側面に設けられ、シャフト5の側面を貫通している。第2の把持片14のジョー31の基端部には、係合孔39が形成されている。係合孔39は、幅方向に沿ってジョー31に形成される。係合孔39は、ジョー31の基端部の両側面のそれぞれに設けられ、ジョー31の側面を貫通している。

[0048] 係合孔58及び係合孔39には、回転ピン61が挿入されている。回転ピン61は、幅方向に沿って延設され、係合孔58及び係合孔39のそれぞれに挿通されている。回転ピン61が係合孔58、39に挿入されることにより、第2の把持片14がシャフト5の先端部に回転可能に取付けられる。

[0049] シャフト5と第2の把持片14の間には、座金（ワッシャー）63が配置されている。座金63は、リング形状の薄い金属板であり、熱伝導性を有する。座金63には、回転ピン61が挿通されている。座金63は、回転ピン61に対して接触しない位置に配置されていることが好ましい。本実施形態では、座金63は、弾性を有するバネ座金である。

[0050] 座金63は、シャフト5及び第2の把持片14のそれぞれに当接している。座金63は、シャフト5及び第2の把持片14によって付勢され、シャフ

ト5及び第2の把持片14のそれぞれに対して摺動可能である。座金63は、第2の把持片14とシャフト5との間で熱を伝達可能である。

[0051] また、第1の把持片13は、シャフト5に支持されている。このため、熱源25で発生した熱は、第1の把持片13を介して、シャフト5に伝達される。このため、シャフト5と第2の把持片14の間に座金63が設けられることにより、座金63及びシャフト5を介して、第1の把持片13と第2の把持片14との間で、熱が伝達される。

[0052] 次に、処置具1の作用及び効果について説明する。処置具1を用いて処置を行う際には、まず、腹腔等の体腔内にエンドエフェクタ6を挿入する。そして、血管等の処置対象を一对の把持片13、14の間に配置し、エンドエフェクタ6を閉動作させる。これにより、把持片13、14の間で処置対象が把持される。この際、処置面17と揺動部33に設けられる処置面18との間で、処置対象が把持される。揺動部33は、ジョー31に対して揺動ピン35を中心として揺動可能である。このため、処置面18の先端部が処置対象に当接する場合でも、処置面18の基端部が処置対象に当接する場合に比べて、把持片13、14の間で処置対象を把持する把持力が略同一となる。すなわち、把持片14の延設方向についての処置面18の処置対象に当接する位置が変化した場合でも、把持片13、14の間での把持力が略均一に保たれる。

[0053] 処置対象が把持片13、14の間で把持された状態で、電源装置3から処置具1に電気エネルギーを供給させる操作入力が行われることにより、前述のようにして、高周波電流と熱源25からの熱のうち少なくとも一方が、把持片13、14の間で把持された処置対象に処置エネルギーとして付与される。

[0054] 本実施形態では、導電部材43には、電気配線47を介して、電気エネルギー（高周波電力）が供給される。また、ジョー31及び骨材51と、把持片14の導電部材43の間は、電極ホルダ41が設けられていることにより、電氣的に絶縁されている。したがって、導電部材43には、ジョー31を

介さずに、電気エネルギー（高周波電力）が供給される。すなわち、ジョー３１は、導電部材４３に電気エネルギー（高周波電力）を供給する電気経路から電氣的に絶縁されている。このため、導電部材４３に電気エネルギー（高周波電力）が供給された状態においても、ジョー３１及び揺動ピン３５には電気エネルギー（高周波電力）が供給されない。このため、ジョー３１が電気経路の一部を形成する場合に比べて、ジョー３１に生じる熱が抑制される。

[0055] また、本実施形態では、電極ホルダ４１は、熱伝導率が低い材料から形成されている。このため、高周波電力が供給される際において導電部材４３で発生した熱が、電極ホルダ４１及び揺動ピン３５を介してジョー３１に伝達されることが抑制される。

[0056] また、本実施形態では、揺動部３３には、骨材５１が設けられ、骨材５１は、把持片１４の延設方向に沿って延設されている。また、骨材５１は、曲げ強度（引張り強度）が大きい材料によって形成されている。このため、電極ホルダ４１を樹脂などの熱伝導率が低い材料で形成した場合でも、骨材５１が設けられていることにより、揺動部３３での曲げ強度の低下を抑制することができる。これにより、ジョー３１への熱の伝達を抑制し、かつ、揺動部３３の耐久性（耐強度）を維持することができる。

[0057] また、揺動部３３がジョー３１に対して揺動することにより、揺動部３３がジョー３１に当接する際には、ジョー３１との当接部位に力が作用する。本実施形態では、揺動部３３におけるジョー３１との当接部分は、骨材５１によって形成されている。このため、電極ホルダ４１を樹脂などの熱伝導率が低い材料で形成した場合でも、揺動部３３の耐久性（耐強度）がさらに確保される。

[0058] また、本実施形態では、ジョー３１には、熱伝導率が低い材料から形成されたカバー３８が取付けられている。そして、把持片１４の背面２０は、カバー３８によって形成されている。このため、把持片１４の背面２０からの残熱が処置に影響を及ぼすことが防止される。

- [0059] また、本実施形態では、骨材 5 1 の基端 5 3 は、導電部材 4 3 と電気配線 4 7 との接続部 5 0 よりも先端側に配置されている。これにより、骨材 5 1 と電気配線 4 7 との接触が防止され、電気配線 4 7 を導電部材 4 3 に接続する際の作業性が向上する。
- [0060] また、本実施形態では、導電部材 4 3 に電気配線 4 7 が直接接続され、ジョー 3 1 を介さずに導電部材 4 3 に電気エネルギー（高周波電力）が供給される。この場合、ジョー 3 1 がシャフト 5 に対して回転するとともに揺動部 3 3 がジョー 3 1 に対して揺動する。この時、電気配線 4 7 を導電部材 4 3 から剥がそうとする力（ピール力）が、接続部 5 0 に作用する。接続部 5 0 では電気配線 4 7 の強度が特に低くなるため、接続部 5 0 において電気配線 4 7 に作用する力を低減することが求められる。本実施形態では、電気配線 4 7 は、挿入孔 4 6 に挿通された状態で、導電部材 4 3 に接続されている。このため、電気配線 4 7 は、導電部材 4 3 に一度固定された状態で、接続部 5 0 において導電部材 4 3 に接続される。これにより、揺動部 3 3 がジョー 3 1 に対して揺動した際に、接続部 5 0 において電気配線 4 7 に作用する力が低減され、電気配線 4 7 の断線、及び、電気配線 4 7 の導電部材 4 3 からの脱落が防止される。
- [0061] また、本実施形態では、シャフト 5 と第 2 の把持片 1 4 の間には、座金 6 3 が設けられている。座金 6 3 は、バネ座金であり、第 2 の把持片 1 4 のシャフト 5 に対する摺動を円滑にしている。また、座金 6 3 が設けられていることにより、座金 6 3 及びシャフト 5 を介して、第 1 の把持片 1 3 と第 2 の把持片 1 4 との間で熱が伝達される。本実施形態では、熱源 2 5 での熱の発生による第 1 の把持片 1 3 の残熱が、座金 6 3 及びシャフト 5 を介して、第 2 の把持片 1 4 に拡散される。第 1 の把持片 1 3 の残熱（蓄熱量）が第 2 の把持片 1 4 に伝達されることにより、第 1 の把持片 1 3 の残熱が低減される。また、エンドエフェクタ 6 において残熱が均一化され、これにより、エンドエフェクタ 6 における残熱の低減速度が向上する。
- [0062] なお、ある実施例では、揺動ピン 3 5 と骨材 5 1 とが一体に形成される。

この場合、骨材51は、幅方向について外側へ向かって突出する突出部を備え、この突出部が揺動ピン35として機能する。

[0063] また、ある実施例では、揺動部33は、揺動ピン35を介して、カバー38に対して取付けられる。この場合、カバー38に揺動ピン35が挿通される挿通孔が形成され、カバー38及び揺動部33に揺動ピン35が挿通される。そして、揺動部33は、カバー38に対して揺動可能な状態で、ジョー31の内側に支持される。

[0064] また、ある実施例では、熱の代わりに、超音波振動が処置エネルギーとして用いられる。この場合、ハウジング本体15の内部に超音波トランスデューサが設けられ、超音波トランスデューサは、電源装置3に電氣的に接続される。超音波トランスデューサの先端には、振動伝達部材（ロッド部材）が接続される。振動伝達部材は、ハウジング4の内部及びシャフト5の内部を通過して長手軸Cに沿って延設され、シャフト5の先端から先端側に向かって突出する。そして、振動伝達部材のシャフト5から先端側への突出部分によって、第1の把持片13が形成される。電源装置3から超音波トランスデューサに電気エネルギーが供給されることにより、超音波トランスデューサで超音波振動が発生する。発生した超音波振動は、振動伝達部材を介して第1の把持片13まで伝達され、第1の把持片13から把持された処置対象に付与される。

[0065] また、ある実施例では、熱源25の代わりに、エンドエフェクタ6にカッター（コールドカッター）が設けられる。この場合、第1の把持片13の処置面17及び第2の把持片14の処置面18のそれぞれに溝が形成される。溝は、処置面17、18のそれぞれにおいて、幅方向について中央位置に設けられ、長手方向（把持片14の延設方向）に沿って延設される。そして、把持片13、14の間で処置対象を把持した状態で前述の溝にカッターが基端側から挿入されることにより、把持された処置対象が切開される。

[0066] （第1の変形例）

図8は、第1の変形例を示す図である。図8に示すように、熱源25は、

第2の把持片14に設けられてもよい。この場合、導電部材43に処置面18とは反対側から熱源25が取付けられる。熱源25で発生した熱は、導電部材43に伝達され、処置面18から処置対象に付与される。

[0067] (第2の変形例)

図9は、第2の変形例を示す図である。図9に示すように、本変形例では、ジョー31の内向面32に摺動溝71が設けられ、揺動部33の背面34に摺動突起72が設けられている。摺動溝71は、ジョー31の内向面32から背面20側に向かって凹んだ溝であり、幅方向に交差する（垂直又は略垂直な）断面では円弧形状に形成される。摺動突起72は、揺動部33の背面34から背面20側に向かって突出し、幅方向に交差する（垂直又は略垂直な）断面では円弧形状に形成される。ジョー31の摺動溝71には、揺動部33の摺動突起72が係合している。

[0068] ジョー31及び揺動部33のそれぞれには、挿通孔73が形成される。挿通孔73は、ジョー31の側壁のそれぞれ又は揺動部33を幅方向について貫通する。挿通孔73には、抜け止めピン74が挿入される。抜け止めピン74は、幅方向に沿って延設されている。挿通孔73は、抜け止めピン74よりも大きく形成される。

[0069] 本変形例では、抜け止めピン74が挿通孔73に挿入されることにより、揺動部33がジョー31に支持される。これにより、揺動部33のジョー31からの抜け、すなわち、脱落が防止される。また、揺動部33の摺動突起72がジョー31の摺動溝71に係合した状態で、摺動突起72が摺動溝71に対して摺動することにより、揺動部33がジョー31に対して揺動する。

[0070] (第3の変形例)

図10は、第3の変形例を示す図である。図10に示すように、第3の変形例では、揺動部33とジョー31の間には、断熱材81が設けられている。断熱材81は、熱伝導率が低く、弾性を有する。断熱材81には、例えばゴム等のやわらかい材料が用いられる。

[0071] 本参照例では、揺動部 33 は、断熱材 81 によって保持されることにより、ジョー 31 の内側に支持される。断熱材 81 は弾性を有するため、揺動部 33 は、ジョー 31 に対して揺動可能になる。また、揺動部 33 とジョー 31 との間に断熱材 81 が配置されることにより、導電部材 43 からジョー 31 への熱の伝達がさらに抑制される。

[0072] (参照例)

次に、図 11 及び図 12 を用いて、参照例について説明する。なお、本発明の実施形態等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。

[0073] 図 11 は、第 1 の参照例を示す図である。図 11 に示すように、本参照例においても、揺動部 33 は、電極ホルダ 41 と、導電部材 43 とを備える。電極ホルダ 41 は、樹脂などの熱伝導率が低い材料から形成される。また、導電部材 43 の基端部には、電気配線 47 の一端が接続される。

[0074] 本参照例においても、ジョー 31 を介さずに導電部材 43 に電気エネルギーが供給されることにより、ジョー 31 での熱の発生が抑制される。また、電極ホルダ 41 が熱伝導率の低い材料から形成されていることにより、導電部材 43 からジョー 31 への熱の伝達が抑制される。

[0075] 図 12 は、第 2 の参照例を示す図である。図 12 に示すように、第 2 の参照例では、揺動部 33 は、第 2 の電極として作用する導電部材 43 と、導電部材 43 の内側に設けられる絶縁部材 83 とを備える。絶縁部材 83 は、処置面 18 において、把持片 13、14 の間が閉じた状態において処置面 17 と当接する部位を形成する。

[0076] 本参照例では、揺動ピン 35 は、熱伝導率が低く、電氣的絶縁性を有する。例えば、揺動ピン 35 は、樹脂によって形成される。あるいは、揺動ピン 35 は、金属ピンと、ピンの外表面を覆う樹脂チューブとを備える。あるいは、揺動ピン 35 は、金属ピンの外表面に断熱コーティングが施されることにより形成される。

[0077] 本参照例では、揺動ピン 35 の熱伝導率が低く形成されることにより、揺

動部 3 3 の導電部材 4 3 からジョー 3 1 への熱の伝達が抑制される。

[0078] (参照例を除く実施形態等の共通構成)

医療機器 (1) は、第 1 の電極 (2 2) と、前記第 1 の電極 (2 2) に対して開閉するジョー (3 1) と、前記第 1 の電極 (2 2) に対向する処置面 (1 8) を形成する第 2 の電極 (4 3) と、前記ジョー (3 1) に対して揺動可能に取付けられ、前記第 2 の電極 (4 3) に前記処置面とは反対側から取付けられ、前記第 2 の電極 (4 3) よりも熱伝導率が低い、電極ホルダ (4 1) と、前記電極ホルダ (4 1) に設けられ、前記第 2 の電極 (4 3) に対して電氣的に絶縁され、前記電極ホルダ (4 1) よりも曲げ強度が大きい骨材 (5 1) と、を備える。

[0079] なお、本願発明は、上記実施形態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種々に変形することが可能である。また、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせて実施してもよく、その場合組み合わせた効果が得られる。更に、上記実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適当な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。

## 請求の範囲

- [請求項1] 第1の電極と、  
前記第1の電極に対して開閉するジョーと、  
前記第1の電極に対向する処置面を形成する第2の電極と、  
前記ジョーに対して揺動可能に取付けられ、前記第2の電極に前記処置面とは反対側から取付けられ、前記第2の電極よりも熱伝導率が低い、電極ホルダと、  
前記電極ホルダに設けられ、前記第2の電極に対して電氣的に絶縁され、前記電極ホルダよりも曲げ強度が大きい骨材と、  
を備える医療機器。
- [請求項2] 前記電極ホルダは、電氣的絶縁性を有する、請求項1の医療機器。
- [請求項3] 前記電極ホルダを前記ジョーに対して揺動可能に連結するピンをさらに備え、  
前記ピンは、前記骨材を貫通する、請求項1の医療機器。
- [請求項4] 前記ピンは、前記第2の電極に対して電氣的に絶縁されている、請求項3の医療機器。
- [請求項5] 一端が前記第2の電極に電氣的に接続され、前記第2の電極に電気エネルギーを供給する電気配線をさらに備え、  
前記第2の電極は、前記電気配線が挿通される挿入孔を備える、請求項1の医療機器。
- [請求項6] 前記電極ホルダの基端は、前記骨材の基端よりも基端側に位置し、  
前記電気配線と前記第2の電極との接続部は、前記骨材の前記基端よりも基端側に位置する、請求項5の医療機器。
- [請求項7] 前記電極ホルダと前記第2の電極との間に設けられ、電気エネルギーが供給されることにより熱を発生する発熱体をさらに備える、請求項1の医療機器。
- [請求項8] 前記第1の電極を支持するとともに前記ジョーが回動可能に取付けられるシャフトと、

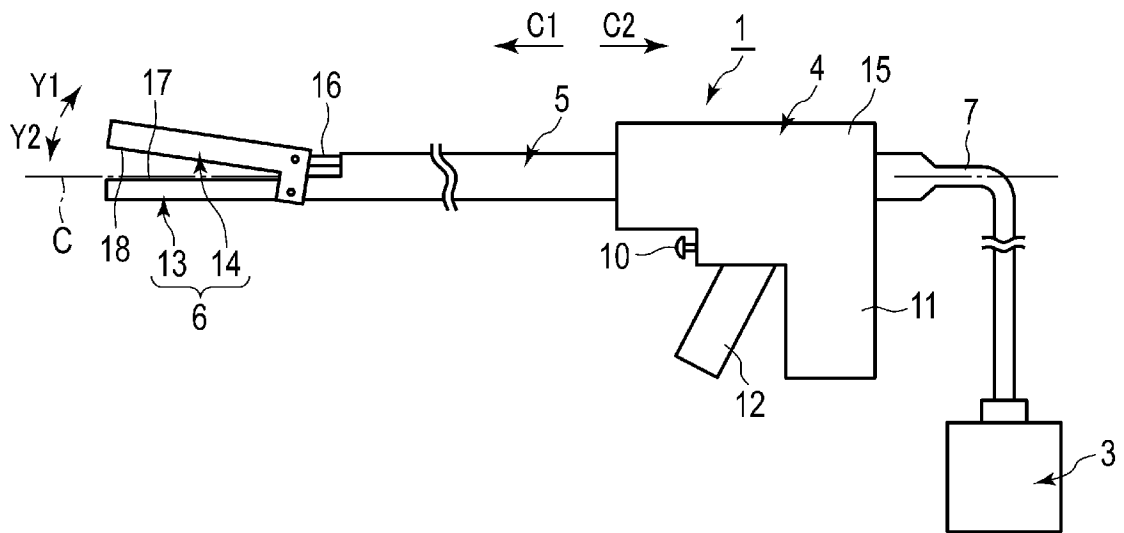
前記ジョーと前記シャフトとの間に設けられ、前記ジョー及び前記シャフトのそれぞれに当接し、前記ジョー及び前記シャフトの少なくとも一方に対して摺動可能で、前記ジョーと前記シャフトとの間で熱を伝達する、バネ座金と、  
をさらに備える、請求項1の医療機器。

[請求項9] 前記第1の電極において前記第2の電極に対向する面とは反対側に設けられ、電気エネルギーが供給されることにより熱が発生する発熱体をさらに備える、請求項8の医療機器。

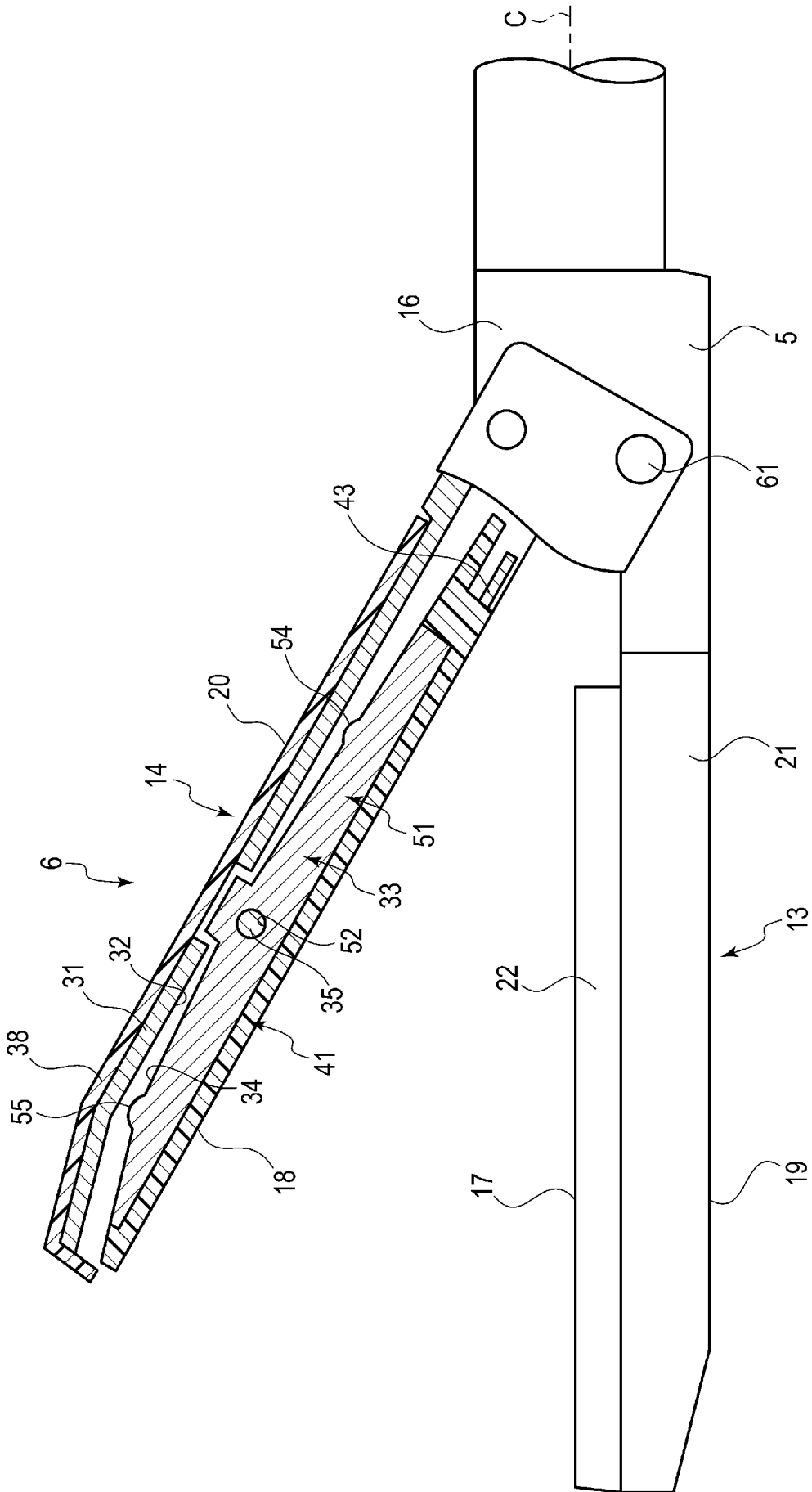
[請求項10] 前記骨材は、前記電極ホルダが前記ジョーに対して揺動することにより前記ジョーと当接する当接部を備える、請求項1の医療機器。

[請求項11] 前記ジョーは、長手軸に沿って延設され、  
前記電極ホルダは、前記長手軸に対して交差する揺動軸を中心として前記ジョーに対して揺動可能である、請求項1の医療機器。

[図1]

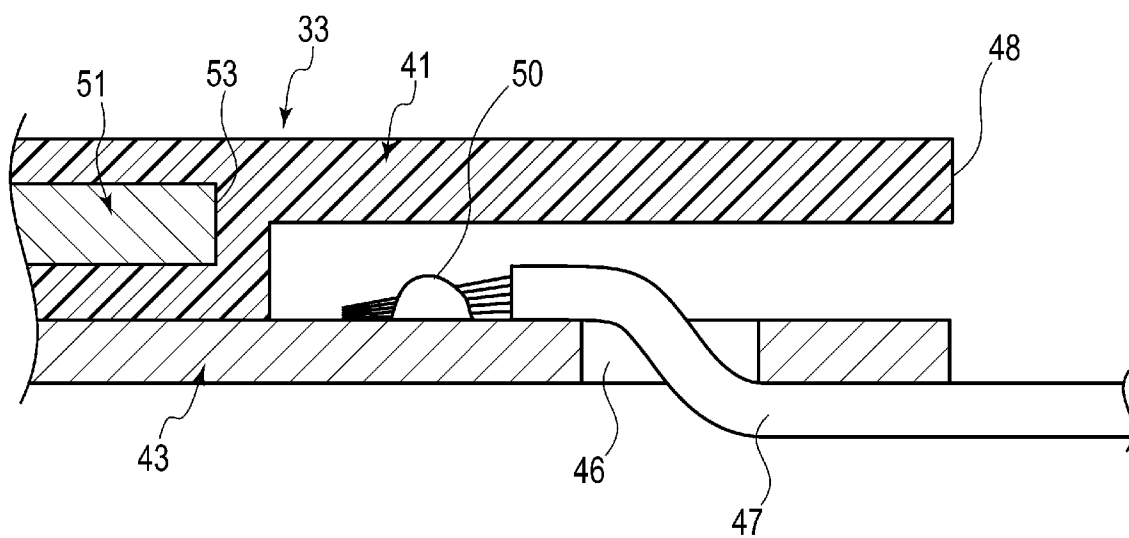


[図2]

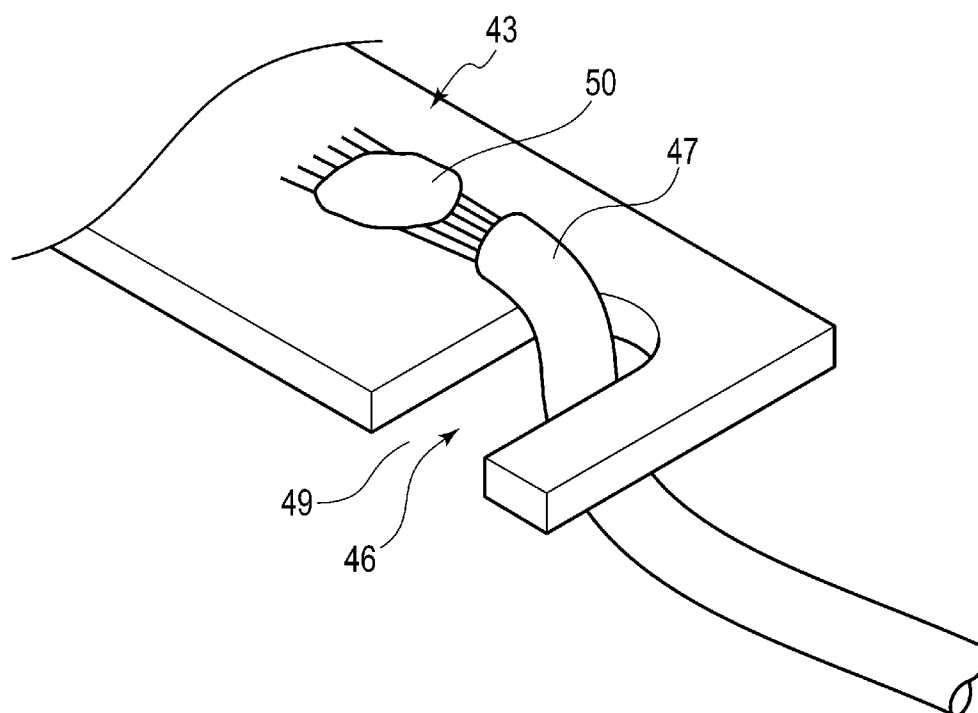




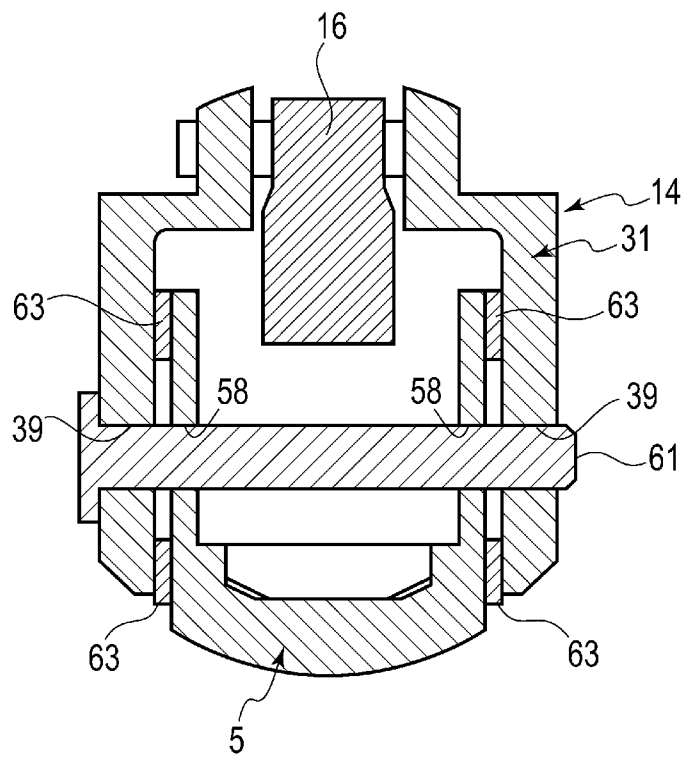
[図5]



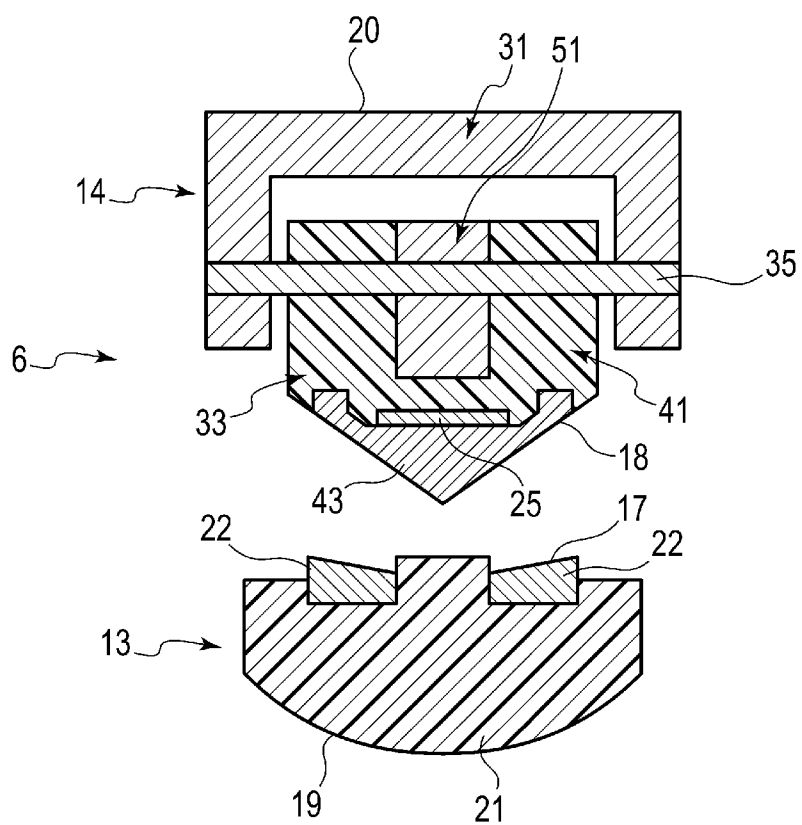
[図6]



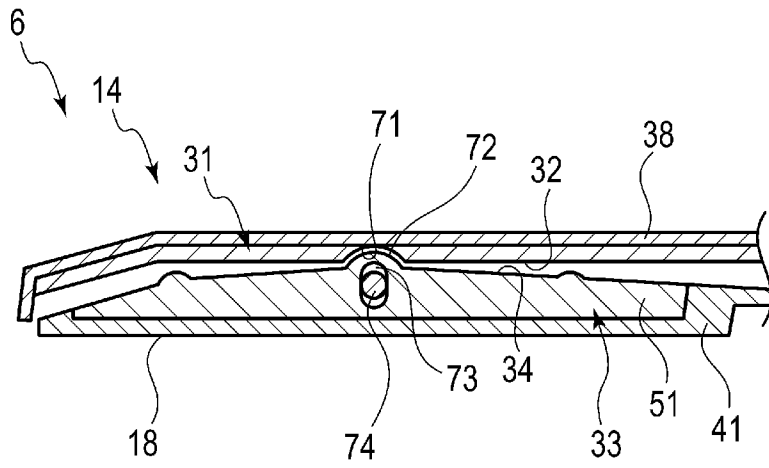
[図7]



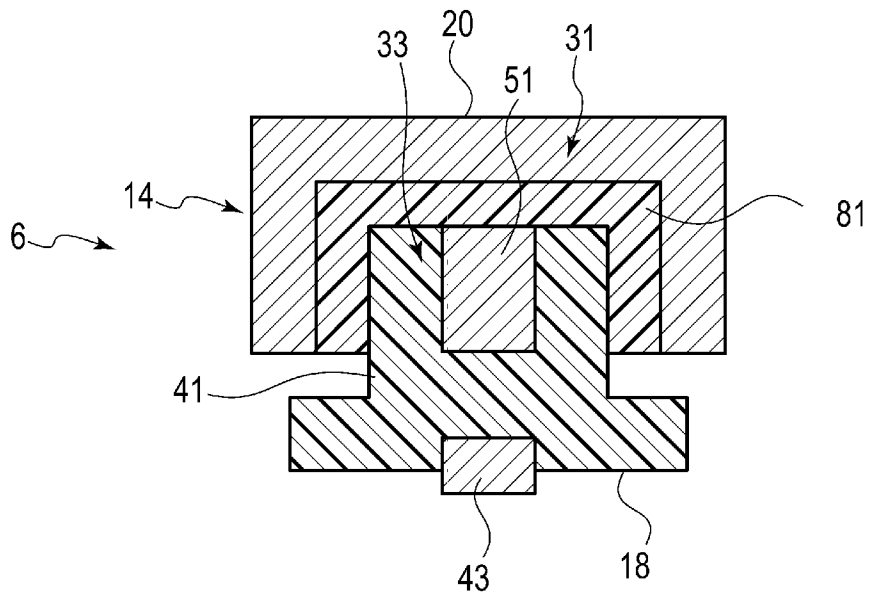
[図8]



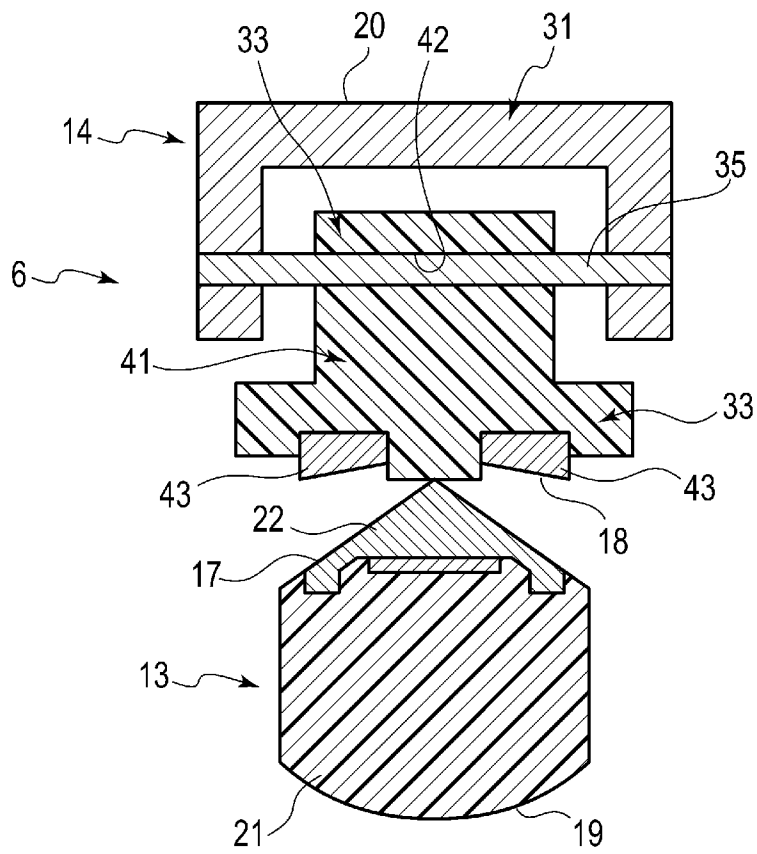
[図9]



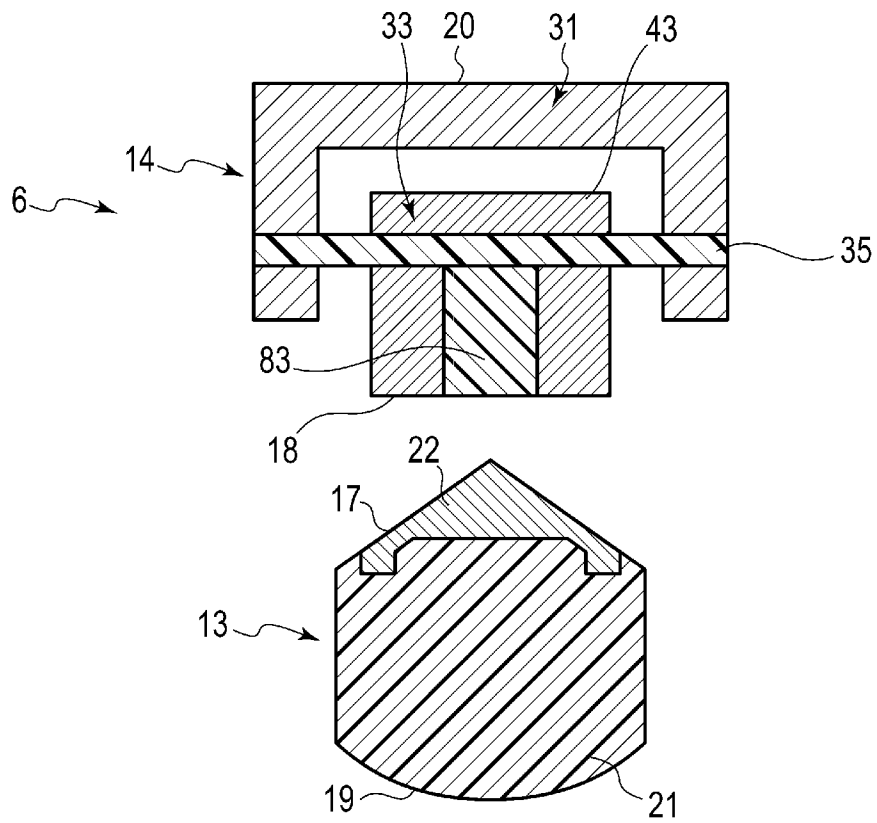
[図10]



[図11]



[図12]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2017/041107

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

Int.Cl. A61B18/14 (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. A61B18/14

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.
Y A	WO 2016/171067 A1 (OLYMPUS OPTICAL CO.) 27 October 2016, paragraphs [0057]-[0059], fig. 14A-15B, 17A, 17B & US 2017/0265930 A1, paragraphs [0097]-[0099], fig. 14A-15B, 17A, 17B	1-7, 10-11 8-9
Y A	WO 2016/035471 A1 (OLYMPUS OPTICAL CO.) 10 March 2016, paragraphs [0025], [0026] & US 2017/0014175 A1, paragraphs [0042], [0043]	1-7, 10-11 8-9

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 05.02.2018	Date of mailing of the international search report 13.02.2018
---	--

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/JP2017/041107

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	WO 2004/012615 A1 (OLYMPUS OPTICAL CO.) 12 February 2004, page 12, lines 20-22, page 14, lines 19-22, fig. 2, 3, 11-13 & US 2004/0186463 A1, paragraphs [0050], [0060], fig. 2, 3, 12, 13	1-7, 10-11 8-9
A	WO 2011/089769 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) 28 July 2011, paragraph [0032], fig. 2-5 & US 2012/0101493 A1, paragraph [0045], fig. 2-5	1-11

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

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

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
Y A	WO 2016/171067 A1（オリンパス株式会社）2016.10.27, 段落[0057]-[0059]、図14A-15B、17A-17B & US 2017/0265930 A1, 段落[0097]-[0099], 図14A-15B, 17A-17B	1-7, 10-11 8-9
Y A	WO 2016/035471 A1（オリンパス株式会社）2016.03.10, 段落[0025]-[0026] & US 2017/0014175 A1, 段落[0042]-[0043]	1-7, 10-11 8-9

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 05.02.2018	国際調査報告の発送日 13.02.2018
--------------------------	--------------------------

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） 宮部 愛子	31	3835
	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 A	WO 2004/012615 A1 (オリンパス株式会社) 2004.02.12, 第12ページ第20-22行、第14ページ第19-22行、図2-3、11-13 & US 2004/0186463 A1, 段落[0050], [0060], 図2-3, 12-13	1-7, 10-11 8-9
A	WO 2011/089769 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2011.07.28, 段落[0032]、図2-5 & US 2012/0101493 A1, 段落[0045], 図2-5	1-11