

(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



(10) 国際公開番号

WO 2011/092946 A1

(43) 国際公開日  
2011年8月4日(04.08.2011)

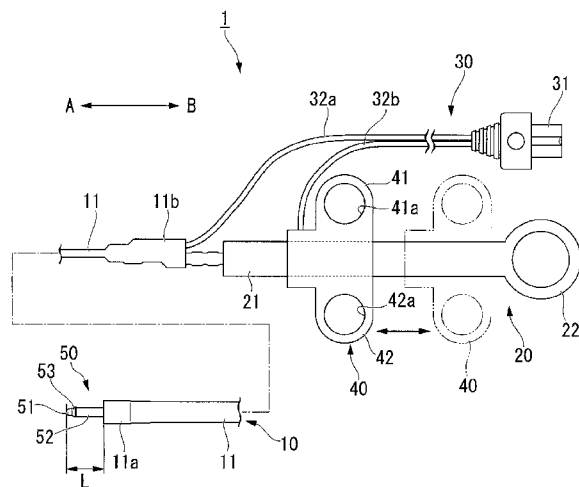
- (51) 国際特許分類:  
A61B 18/12 (2006.01) A61B 18/14 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/071985
- (22) 国際出願日: 2010年12月8日(08.12.2010)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2010-018130 2010年1月29日(29.01.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 鈴木 啓太 (SUZUKI Keita) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP). 藤井 秀基 (FUJII Hideki) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 棚井 澄雄, 外(TANAI Sumio et al.); 〒1006620 東京都千代田区丸の内一丁目9番2号 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: TREATMENT DEVICE FOR ELECTROSURGERY

(54) 発明の名称: 電気手術用処置器具

[図1]



(57) Abstract: A treatment device for electrosurgery comprises: a sheath (11) which has a distal end section (11a) and a proximal end section (11b); a needle-like electrode section (50) which has a front end and a base end, is inserted into the sheath in such a manner that the direction from the base end to the front end is aligned with the direction from the proximal end section to the distal end section, and treats at the front end thereof a target site; a first electrode (51) which is provided at the front end of the needle-like electrode section and is exposed to the outside; a second electrode (52) which is located at a position separated from the first electrode to the base end side and is disposed in such a manner that the positional relationship of the second electrode relative to the first electrode is affixed; an insulator (53) which is disposed between the first electrode and the second electrode and insulates between the first electrode and the second electrode; a first electrical conduction section which conducts a high-frequency electric current to the first electrode; and a second electrical conduction section which conducts a high-frequency electric current to the second electrode.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2011/092946 A1



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

---

遠位端部 (11a) と近位端部 (11b) とを有するシース (11) と、先端と基端とを有し、前記基端から前記先端に向かう方向が近位端部から遠位端部に向かう方向となるようにシースに挿入され、前記先端において対象部位に対して処置を行う針状電極部 (50) と、針状電極部の前記先端に設けられて外部に露出された第一電極 (51) と、第一電極よりも前記基端側に離間した位置に第一電極との相対位置関係が固定されて配置された第二電極 (52) と、第一電極と第二電極との間に介在されて第一電極と第二電極とを絶縁する絶縁体 (53) と、第一電極に高周波電流を通電させる第一導電部と、第二電極に高周波電流を通電させると第二導電部と、を備える。

## 明 細 書

**発明の名称**：電気手術用処置器具

**技術分野**

[0001] 本発明は、電気手術用処置器具に関する。本願は、2010年1月29日に、日本に出願された特願2010-018130号に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

[0002] 従来、医療分野等では、体腔内に挿入される挿入部の先端に、生体組織に対して処置を行う処置部が設けられた処置具が知られている。特に、切開等の外科処置を生体組織に対して行う処置具として、高周波電流を処置部に通電することによって処置部に接触する生体組織を焼灼切開する電気手術用処置器具が知られている。

このような電気手術用処置器具は、体腔内に挿入される第一の電極と体表面に配置される第二の電極とが設けられたいわゆるモノポーラ型電気手術用処置器具と、体腔内に配置される第一の電極及び第二の電極が設けられたいわゆるバイポーラ型電気手術用処置器具とに大別される。

[0003] 例えば、特許文献1には、バイポーラ型電気手術用処置器具が記載されている。この特許文献1に記載のバイポーラ型電気手術用処置器具は、カテーテルチューブの遠位端部に設けられた電極（受動電極）と、カテーテルチューブの内部を移動可能に設けられた電極（切開電極）とを備える。このバイポーラ型電気手術用処置器具によれば、患者の体外に対向電極（上述の第二の電極）を設ける必要がなく、生体組織に対する侵襲を押しつつ生体組織を切開できる。

[0004] また、特許文献2には、高周波電流を通電させたスネアによって生体組織を切開する高周波切開具が記載されている。この特許文献2に記載の高周波切開具は、電気絶縁性を有する外管及び内管から形成されるシースと、シースの内部に進退自在に挿通され、シースの手元側において進退操作が行われる操作ワイヤと、操作ワイヤの先端に連結されたスネア（切開電極）と、シースの先端部に露出して固定され生体組織に接触する電極（受動電極）と、

電極及びスネアを前記シース内部を通してそれぞれ高周波発生装置に導通する手段とを有する。

この高周波切開具によれば、切開対象の生体組織がスネアによって把持され、その時点で高周波電流を流し生体組織を焼灼できる。

## 先行技術文献

### 特許文献

[0005] 特許文献1：特開2002-224135号公報

特許文献2：特公昭61-9061号公報

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、特許文献1に記載のバイポーラ型電気手術用処置器具および特許文献2に記載の高周波切開具では、切開電極と受動電極とを同時に生体組織に接触させ、かつ切開電極の位置を適切に操作して組織の切開量を調整する必要がある。このため、これら従来のバイポーラ型処置具では切開電極と受動電極との二箇所の生体組織への接触状況を同時に確認しながら切開を行うことが必要となる。そのため、使用者に対して高度な熟練が要求される。

[0007] 本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、その目的は、生体組織を容易に切開できる電気手術用処置器具の提供を図ることにある。

#### 課題を解決するための手段

[0008] 本発明の電気手術用処置器具は、遠位端と近位端とを有するシースと、先端と基端とを有し、前記基端から前記先端に向かう方向が前記近位端から前記遠位端に向かう方向となるように前記シースに挿入され、前記先端において対象部位に対して処置を行う処置部と、前記処置部の前記先端に設けられて外部に露出された第一電極と、前記処置部における前記第一電極よりも前記基端側に離間した位置に前記第一電極との相対位置関係が固定されて配置された第二電極と、前記第一電極と前記第二電極との間に介在されて前記第

一電極と前記第二電極とを絶縁する絶縁体と、前記第一電極に高周波電流を通電させる第一導電部と、前記第二電極に高周波電流を通電させる第二導電部と、を備える。

[0009] また、前記第一電極は、前記第二電極の外径以上に前記処置部の径方向外側に膨出して形成されてもよい。

[0010] また、前記第一電極は、近位端から遠位端に向かうに従って縮径する半球状に形成されてもよい。

[0011] また、前記第二電極の遠位端には、前記第二電極の径方向外側に延びて形成された延出部が設けられてもよい。

[0012] また、前記シースの前記遠位端の外面に設けられ、前記第一電極と電氣的に接続された拡大受動電極をさらに備えてもよい。

[0013] また、本発明の電気手術用処置器具は、前記シースの前記遠位端の外面に設けられ、前記第二電極と電氣的に接続された拡大第二電極をさらに備えることが好ましい。

[0014] また、本発明の電気手術用処置器具は、前記シースは電気伝導性のコイルシースを内部に有し、前記コイルシースが前記第二導電部の一部として機能することが好ましい。

[0015] また、本発明の電気手術用処置器具は、前記第二電極の前記先端側の一部を前記第一電極の表面積と略等しい面積で露出させるように前記第二電極の外面の少なくとも一部を隠す第二絶縁体をさらに備えることが好ましい。

[0016] また、本発明の電気手術用処置器具は、前記第一電極が、電気伝導性を有する環状のスネアーループの一部でもよい。

[0017] また、本発明の電気手術用処置器具は、前記第一電極が、前記基端から前記先端方向に延び前記基端を開閉の中心として開閉動作可能な一对の弾性把持部を有する二脚鉗子でもよい。

### 発明の効果

[0018] 本発明の電気手術用処置器具によれば、シースの内部を移動可能な処置部の先端に第一電極が配置され、第一電極と絶縁された第二電極が処置部の基

端側に配置されていることにより、容易に第一電極の先端と第二電極とを生体組織に同時に接触させることができる。そのため、第一電極と第二電極との間における生体組織の切開を容易に行うことができる。

### 図面の簡単な説明

- [0019] [図1] 本発明の第 1 実施形態の電気手術用処置器具を示す正面図である。
- [図2A] 同電気手術用処置器具の一部の構成を拡大して示す正面図である。
- [図2B] 同電気手術用処置器具の一部の構成を拡大して示す断面図である。
- [図3] 同電気手術用処置器具の一部の構成を拡大して示す断面図である。
- [図4] 同電気手術用処置器具の動作を示すフローチャートである。
- [図5A] 同電気手術用処置器具の使用時の一過程を示す図である。
- [図5B] 同電気手術用処置器具の使用時の一過程を示す図である。
- [図5C] 同電気手術用処置器具の使用時の一過程を示す図である。
- [図6] 同電気手術用処置器具の変形例 1 を示す断面図である。
- [図7A] 同電気手術用処置器具の変形例 2 の構成例 1 を示す図である。
- [図7B] 同電気手術用処置器具の変形例 2 の構成例 1 を示す図である。
- [図8A] 同電気手術用処置器具の変形例 2 の構成例 2 を示す図である。
- [図8B] 同電気手術用処置器具の変形例 2 の構成例 2 を示す図である。
- [図8C] 同電気手術用処置器具の変形例 2 の構成例 2 を示す図である。
- [図8D] 同電気手術用処置器具の変形例 2 の構成例 2 を示す図である。
- [図9A] 同電気手術用処置器具の変形例 3 の構成を示す断面図である。
- [図9B] 同電気手術用処置器具の変形例 3 の構成を示す断面図である。
- [図10] 本発明の第 2 実施形態の電気手術用処置器具を示す正面図である。
- [図11] 同電気手術用処置器具の一部の構成を拡大して示す断面図である。
- [図12A] 同電気手術用処置器具の使用時の動作を示す図である。
- [図12B] 同電気手術用処置器具の使用時の動作を示す図である。
- [図12C] 同電気手術用処置器具の使用時の動作を示す図である。
- [図13] 同電気手術用処置器具の他の構成例を示す断面図である。
- [図14] 本発明の第 3 実施形態の電気手術用処置器具を示す正面図である。

- [図15] 同電気手術用処置器具の一部の構成を拡大して示す断面図である。
- [図16] 同電気手術用処置器具の使用時の動作を示す図である。
- [図17] 同電気手術用処置器具の使用時の動作を示す図である。
- [図18A] 同電気手術用処置器具の他の構成例を示す断面図である。
- [図18B] 同電気手術用処置器具の他の構成例を示す断面図である。
- [図19] 本発明の第4実施形態の電気手術用処置器具を示す正面図である。
- [図20] 同電気手術用処置器具の一部の構成を拡大して示す断面図である。
- [図21] 同電気手術用処置器具の使用時の動作を示す図である。
- [図22] 同電気手術用処置器具の使用時の動作を示す図である。
- [図23A] 同電気手術用処置器具の他の構成例を示す断面図である。
- [図23B] 同電気手術用処置器具の他の構成例を示す断面図である。
- [図24] 本発明の第5実施形態の電気手術用処置器具を示す正面図である。
- [図25] 同電気手術用処置器具の一部の構成を拡大して示す断面図である。
- [図26] 同電気手術用処置器具の使用時の動作を示す図である。
- [図27] 同電気手術用処置器具の他の構成例を示す断面図である。

### 発明を実施するための形態

#### [0020] (第1実施形態)

以下、本発明の第1実施形態の電気手術用処置器具について図1から図6を参照して説明する。図1は、本実施形態の電気手術用処置器具1（以下「処置器具1」と称する。）を示す正面図である。なお、同図において符号20で示す側と符号50で示す側とは、縮尺を変えて示されている。また、本明細書では、符号Aで示す方向が遠位端方向、符号Bで示す方向が近位端方向である。

[0021] 図1に示すように、処置器具1は、体腔内に挿入可能な挿入部10と、挿入部10に接続されて使用者によって処置操作が入力される操作部20と、挿入部10及び操作部20に接続され、図示しない高周波電源装置に接続可能な給電部30と、を備える。

[0022] 挿入部10は、挿入部10の長手方向に延びる筒状のシース11を有する

。シース 11 における遠位端部 11 a には、処置対象部位に対して処置を行う処置部である針状電極部 50 が設けられる。

[0023] 操作部 20 は、シース 11 の近位端側 11 b に固定された本体 21 と、本体 21 の近位端に設けられたリング状の指掛け部 22 と、本体 21 に接続され本体 21 の長手方向に進退動作するハンドル 40 とを備える。ハンドル 40 は、使用者の指を掛けるためのリング形状の貫通孔 41 a、42 a が形成された指掛け部 41、42 を有する。

[0024] 給電部 30 は、図示しない電源装置に接続させるコネクタ 31 と、シース 11 及びハンドル 40 からコネクタ 31 へ延びる電源線 32 a、32 b とを有する。

[0025] 図 2A は、処置器具 1 の一部の構成を拡大して示す正面図で、シース 11 の遠位端部 11 a 側の構成を示している。

図 2A に示すように、針状電極部 50 は、外部に露出可能な部分として、遠位端側に位置する第一電極 51 と、第一電極 51 に対して近位端側に位置する第二電極 52 と、第一電極 51 と第二電極 52 との間に位置する絶縁体 53 とを有する。針状電極部 50 において、第一電極 51 側が先端側である。

[0026] 第一電極 51 と第二電極 52 とはともに生体組織に接触するように構成される。具体的には、第一電極 51 は、第二電極 52 よりも細径に構成され、絶縁体 53 は第一電極 51 と第二電極 52 との径方向の段差をつなぐように傾斜して形成される。

例えば、第一電極 51 の直径  $d_1$  は 0.5 mm 以下であることが好ましく、第二電極 52 の直径  $d_2$  は 0.5 mm 以上 1.0 mm 以下であることが好ましい。さらに、針状電極部 50 の先端から基端に向かう軸方向で第一電極 51 と第二電極 52 との間の距離であるギャップ  $g$  は、0.1 mm 以上 0.5 mm 以下であることが好ましい。

[0027] 第一電極 51 は、生体組織に対して接触することで生体組織を切開するための部材であり、第二電極 52 は、第一電極 51 に対する受動電極である。第二電極 52 は、第一電極 51 の表面積よりも広い表面積を有する。また、

第一電極 5 1 と第二電極 5 2 とがともに生体組織に接触している状態で第一電極 5 1 と生体組織との接触面積は第二電極 5 2 と生体組織との接触面積よりも小さいことが好ましい。

[0028] 図 2 B は、処置器具 1 の一部の構成を拡大して示す断面図である。

図 2 B に示すように、第一電極 5 1 には、近位端方向へ延びる導電性のワイヤ 5 4 が固定される。ワイヤ 5 4 の近位端部 5 4 a には、導電性のワイヤ 5 5 がさらに固定され、ワイヤ 5 5 は近位端側にさらに延びる。また、ワイヤ 5 5 の外周面には絶縁性を有する絶縁部 5 8 が形成される。

[0029] 第二電極 5 2 は、筒状に形成され、シース 1 1 の遠位端部 1 1 a に固定された導電性の接点部材 1 3 に進退自在に挿通される。また、第二電極 5 2 の近位端部分には、径方向外側に張り出したフランジ形状に形成されたフランジ部 5 2 a が形成される。接点部材 1 3 には、フランジ部 5 2 a と同心状の接触面を有する段部 1 3 a が形成され、フランジ部 5 2 a と段部 1 3 a とが接触することで第二電極 5 2 と接点部材 1 3 とが導通する。また、段部 1 3 a とフランジ部 5 2 a とが接触することで、第一電極 5 1 の遠位端がシース 1 1 の遠位端から長さ L だけ突出するようにシース 1 1 と針状電極部 5 0 との相対移動が制限される。

[0030] 上述のワイヤ 5 4 は、第二電極 5 2 の内部に挿通されるとともに、第二電極 5 2 とワイヤ 5 4 との間に介在された第二の絶縁体 5 3 a によって互いに同心状に固定支持される。第二の絶縁体 5 3 a は、第二電極 5 2 のフランジ部 5 2 a の近位端側に隣接するフランジ部 5 3 b を有する。また、第二の絶縁体 5 3 a におけるフランジ部 5 3 b のさらに近位端側には、絶縁性を有する筒部材 5 6、5 7 が固定される。

[0031] 接点部材 1 3 は、シース 1 1 の遠位端部 1 1 a において、導電性を有するコイルシース 1 2 に固定され、かつ電氣的に接続される。本実施形態のコイルシース 1 2 は、シース 1 1 の内壁に沿ってシース 1 1 の周方向に螺旋状に密巻きに形成された多条コイルである。

[0032] また、コイルシース 1 2 は、使用者が処置器具 1 を操作することによって

生じるシース 11 の軸方向の進退操作や軸回りの回転操作などの駆動力を近位端部 11 b 側から遠位端部 11 a 側に伝達するための駆動力伝達部材でもある。

[0033] 図 3 は、処置器具 1 の一部の構成を拡大して示す断面図である。

図 3 に示すように、シース 11 は、操作部 20 の遠位端側に固定され、シース 11 の内部に挿通されたコイルシース 12、ワイヤ 55 は操作部 20 まで延びる。

[0034] コイルシース 12 は、操作部 20 の遠位端でシース 11 の内部に位置する接点部材 14 に固定され、かつ電氣的に接続される。また、接点部材 14 は電源線 32 a に電氣的かつ物理的に接続される。また、接点部材 14 には、ワイヤ 55 が進退自在に挿通可能な貫通孔が形成される。

[0035] ワイヤ 55 は、接点部材 14 の貫通孔を通じて操作部 20 側へとさらに延びており、操作部 20 の本体 21 の内部に配置される。ワイヤ 55 の近位端 55 b はハンドル 40 に設けられた電極部 43 を介して電源線 32 b に固定される。

[0036] このように、電源線 32 b から第一電極 51 までは、電氣的に接続され、高周波電流を通電させる第一導電部として機能する。

[0037] また、電源線 32 a からコイルシース 12 及び接点部材 13 を介して第二電極 52 まで至る部材のそれぞれは電氣的に接続可能に構成され、高周波電流を通電させる第二導電部として機能する。

[0038] 以上に説明した構成の、本実施形態の処置器具 1 の使用時の動作について、図 4 ないし図 5 C を参照しながら説明を行う。

図 4 は、処置器具 1 の動作を示すフローチャートである。また、図 5 A ないし図 5 C は処置器具 1 の使用時の一過程を示す図である。

[0039] ステップ S1 は、本実施形態の処置器具 1 を使用するための前処置工程である。すなわち、ステップ 1 は、処置対象となる対象部位に対して経内視鏡的に処置器具 1 を案内可能にする工程である。

ステップ S1 では、まず体腔内に内視鏡を挿入する内視鏡挿入工程である

ステップS 1 1が行われる。ステップS 1 1では、体腔内に挿入可能な挿入部及び処置具等を挿通可能な処置具チャンネルを有する内視鏡が、対象部位の種類及び部位等に応じた適宜の手技によって体腔内へ挿入される。体腔内への内視鏡の挿入は、口などの自然開口から内視鏡が挿入される場合や、対象部位に内視鏡を案内するために適宜の部位に小切開が加えられる場合などがある。内視鏡が体腔内に挿入されたら、ステップS 1 1からステップS 1 2へ移行する。

[0040] ステップS 1 2は、体腔内で内視鏡の挿入部を対象部位まで案内する案内工程である。

ステップS 1 2では、内視鏡における観察光学系等が用いられて体腔内が観察されるとともに内視鏡の遠位端が対象部位に位置するまで内視鏡が体腔内に挿入されて内視鏡の遠位端が対象部位まで案内される。

[0041] ステップS 1 2に続いて、対象部位を確認する対象部位確認工程であるステップS 1 3が行われる。

ステップS 1 3では、上述の観察光学系等が用いられて対象部位の観察が行われることで対象部位の診断や確認が使用者等によって行われる。

以上でステップS 1が終了し、ステップS 2へ移行する。

[0042] ステップS 2は、本実施形態の処置器具 1 を使用して対象部位に対して処置を行う処置工程である。なお、少なくともステップS 2が開始されるまでに、処置器具 1 は、給電部 3 0 のコネクタ 3 1 が電源装置に接続された状態で用意される。

ステップS 2では、まず、ステップS 2 1が開始される。ステップS 2 1では、図 1 に示すハンドル 4 0 が指掛け部 2 2 に近接するように近位端側に引き寄せられる。すると、図 2 B に示すワイヤ 5 5 は、近位端側に牽引され、針状電極部 5 0 はシース 1 1 の内部に格納される。さらに、上述の内視鏡の鉗子チャンネルに、処置器具 1 のシース 1 1 が遠位端部 1 1 a 側から挿通され、遠位端部 1 1 a が挿入部の遠位端から繰り出される。これでステップS 2 1 は終了し、ステップS 2 2 へ移行する。

[0043] ステップS 2 2は、針状電極部5 0の第一電極5 1を対象部位に接触可能な状態に繰り出す第一電極繰出し工程である。

ステップS 2 2では、図1に示すハンドル4 0が本体2 1の遠位端側に押出され、シース1 1の遠位端部1 1 aから針状電極部5 0が繰り出される。すると、第一電極5 1は、遠位端がシース1 1の遠位端部1 1 aから上述の長さだけ繰り出されたところで停止する。このとき、図2Bに示すように、第二電極5 2のフランジ部5 2 aと接点部材1 3の段部1 3 aとが接触する。そして、ハンドル4 0を押し出す力によってフランジ部5 2 aと段部1 3 aとが押圧固定される。すると、第二電極5 2と接点部材1 3とが導通することで第二電極5 2と電源線3 2 bとの間が導通し、高周波電流を通電させる第二導電部が生じる。これでステップS 2 2は終了し、ステップS 2 3へ移行する。

[0044] ステップS 2 3は、針状電極部5 0を用いて対象部位を切開する切開工程である。

ステップS 2 3では、図5Aに示すように針状電極部5 0の第一電極5 1と第二電極5 2とが対象部位Tに接触する。このとき、対象部位Tが例えば軟組織である場合には第一電極5 1と第二電極5 2とのそれぞれの外面は対象部位Tに対して密着する。また、本実施形態では、第一電極5 1が対象部位Tと接触する部分の面積は、第二電極5 2が対象部位Tに接触する部分の面積よりも狭い。そのため、対象部位Tにおいて生体組織が切開される位置は第一電極5 1側である。

[0045] 使用者は、第一電極5 1と第二電極5 2との間に高周波電流が通電された状態で、例えば図5Bに示すように対象部位Tにおける切開予定領域に沿って内視鏡および処置器具1を操作して針状電極部5 0を移動させる。すると、図5Bに示すように対象部位Tは第一電極5 1が移動する軌跡に沿って高周波電流の通電によって切開される。

[0046] 使用者が処置器具1を使用しているときには、シース1 1と対象部位Tとの間の位置関係が変化することがある。例えば、図5Cに示すように、シース

11の遠位端部11aが対象部位Tの近傍の部位T1に接触する第一位置Xと、シース11の遠位端部11aが対象部位Tの近傍の部位T1と離間する第二位置Yとの間で、シース11と対象部位Tとの間の位置関係が変化する。

- [0047] 一般的な針状電極を有するバイポーラ切開用の器具では、シース11の遠位端部11aに相当する位置に、針状電極に対する受動電極が配置される。このため、従来の器具は、第一位置Xでは、針状電極と受動電極との間の生体組織に高周波電流を通電させることができる。しかしながら、従来の器具は、針状電極と受動電極との間の生体組織に高周波電流を通電させることが第二位置Yではできない。
- [0048] これに対して、本実施形態の処置器具1では、第二電極52は、対象部位Tと処置器具1との位置関係が第一位置X及び第二位置Yのどちらの場合でも、対象部位Tの近傍の対象部位T2に接触する。したがって、本実施形態の処置器具1は、第一位置Xと第二位置Yとの間のいずれの位置でも、第一電極51と第二電極52との間の生体組織に高周波電流を通電させることができる。
- [0049] 対象部位Tにおける切開操作が終了したら、処置器具1が体腔内から抜去されて、対象部位Tなどに対して適宜の処置が行われる。あるいは、処置器具1及び内視鏡が体腔内から抜去されて処置が終了する。
- [0050] 以上説明したように、本実施形態の処置器具1によれば、針状電極部50の遠位端に第一電極51が設けられ、第一電極51に対する相対位置関係が固定される。そして、第一電極51の近位端側に絶縁体53を介して第二電極52が設けられている。そのため、対象部位Tに対して処置器具1の位置関係が変化しても第一電極51と第二電極52との対象部位Tとの接触が維持される。このため、対象部位Tへの高周波電流の通電が途切れることが抑制され、生体組織の切開を容易に行うことができる。
- [0051] また、コイルシース12が、接点部材13を介して第二電極52と電氣的に接続される。また、コイルシース12を通じて、高周波電流が第二電極5

2に通電される。このため、シース11の遠位端部11aに駆動力を伝達する部材と、高周波電流を通電させるための部材とを兼用することができる。そのため、シース11の内部の構成部品を削減できる。その結果、挿入部10を細径化できる。

[0052] また、処置器具1は、第一電極51と第二電極52とが共に体腔内に挿入されて対象部位に対して処置を行ういわゆるバイポーラ型の器具である。そのため、対象部位の生体組織を切開するための第一電極51に対応する受動電極を別に設ける必要がない。そのため、処置器具1の操作が容易である。

[0053] また、第一電極51と第二電極52との間で高周波電流が通電されるので、高周波電流が通電される領域は第一電極51と第二電極52とが接触した生体組織の部分となる。このため、従来のようにシースに受動電極が配置されている器具と比較して、より第一電極の位置に限局された切開をすることができる。

[0054] (変形例1)

以下では、本実施形態の処置器具1の変形例1について図6を参照して説明する。

図6は、本変形例の電気手術用処置器具の一部の構成を示す断面図である。

図6に示すように、本変形例では、処置器具1は、第二電極52に代えて第二電極52aを備える。そして、第二電極52aの外周面には絶縁性を有する第二絶縁体59が設けられている。

[0055] 第二絶縁体59は、第二電極52aの外周面の一部を被覆するように第二電極52aに固定される。第二絶縁体59は、遠位端から近位端に向かう軸線方向に絶縁体53と離間して配置される。

絶縁体53と第二絶縁体59との間で外部に露出された第二電極52aの表面積は、絶縁体53より遠位端で外部に露出された第一電極51の表面積と等しいことが好ましい。

[0056] 本変形例では、第一電極51と第二電極52aとが対象部位Tに接触した

場合、第一電極 5 1 が対象部位 T に接する面積と、第二電極 5 2 a が対象部位 T に接する面積とは略等しい。このため、第一電極 5 1 と第二電極 5 2 a との間の生体組織に高周波電流が通電された場合、対象部位 T において生体組織が切開される部分は、第一電極 5 1 と第二電極 5 2 a との間の領域である。

[0057] 本変形例でも、処置器具 1 と対象部位 T との相対位置関係の変化があっても第一電極 5 1 及び第二電極 5 2 a の生体組織への接触は維持される。そのため、高周波電流の通電が途切れることが抑制され、生体組織の切開を容易に行うことができる。

[0058] (変形例 2)

以下では、本実施形態の処置器具 1 の変形例 2 について図 7 A ないし図 8 D を参照して説明する。

本変形例では、処置器具 1 における処置部の他の構成例について説明する。

[0059] 図 7 A 及び図 7 B は、本変形例の処置器具 1 における処置部の第一の構成例を示す正面図である。

図 7 A 及び図 7 B に示すように、本構成例における処置部は、針状電極部 5 0 に代えて設けられた屈曲電極部 1 5 0 である。

屈曲電極部 1 5 0 は、上述の第一電極 5 1 に代えてフック型電極 1 5 1 を有する。フック型電極 1 5 1 は、第二電極 5 2 に対する第一電極である点は上述の第一電極 5 1 と同様である。

[0060] フック型電極 1 5 1 は、絶縁体 5 3 よりも遠位端方向に延びる軸部 1 5 1 a と、遠位端においてシースの軸方向と直交する一方向に延びる屈曲部 1 5 1 b とを有してフック状に形成される。

また、フック型電極 1 5 1 では、シース 1 1 の遠位端とフック型電極 1 5 1 の遠位端との間の距離は上述の針状電極部 5 0 と同様に長さ L までに制限される。

[0061] 本構成例では、フック型電極 1 5 1 と第二電極 5 2 とを上述の対象部位 T

に接触させてフック型電極 151 と第二電極 52 との間に高周波電流が通電されることで、上述の針状電極部 50 と同様に生体組織を切開できる。

また、屈曲部 151b の端部 151c が生体組織に埋没する向きにフック型電極 151 を対象部位 T に接触させる場合には、上述の第一電極 51 よりも深い位置で対象部位 T の生体組織を切開できる。

[0062] 図 8A ないし図 8D は、処置器具 1 の変形例 2 における処置部の第二の構成例を示す図であり、図 8A は正面図、図 8B は側面断面図、図 8C 及び図 8D は処置器具 1 の使用時の側面図である。

図 8A 及び図 8B に示すように、本構成例では、処置器具 1 は、処置部として針状電極部 50 に代えて三角電極部 160 を備える。

[0063] 三角電極部 160 は、第一電極 51 に代えて、近位端から遠位端に向かう軸方向に対する径方向に延びる三角状の三角チップ 161 を有する。三角チップ 161 は、第二電極 52 に対する第一電極である点は上述の第一電極 51 と同様である。

[0064] 三角チップ 161 には、図 8A に示す正面視でワイヤ 54 を重心位置とする正三角形の頂点のそれぞれの位置に、頂部電極 161a、161b、161c が形成される。

[0065] 本構成例では、頂部電極 161a、161b、161c は、それぞれ対象部位 T において生体組織に対して引っ掛けるように接触させることができる。このとき、第二電極 52 も生体組織に接触する。このため、頂部電極 161a、161b、161c のうち生体組織に接触している頂部電極と、生体組織に接触している第二電極 52 との間に高周波電流が通電されることで対象部位 T の生体組織を切開できる。また、必要に応じて、三角チップ 161 を対象部位 T などの生体組織に接触させて三角チップ 161 と第二電極 52 との間に高周波電流が通電されることで対象部位 T などを凝固させることもできる。

[0066] (変形例 3)

以下では、本実施形態の処置器具 1 の変形例 3 について図 9 を参照して説

明する。図9A及び図9Bは、本変形例の処置器具1の一部の構成を示す断面図である。

図9A及び図9Bに示すように、本変形例では、シース11の遠位端部11aの内部に、シース11の軸方向に沿って伸縮動作する付勢部材60が設けられる。付勢部材60においてシース11の遠位端側に位置する端部60aは、接点部材13に接触する。また、付勢部材60においてシース11の近位端側に位置する端部60bは、フランジ部52aに接触する。

[0067] 具体的には、付勢部材60は、心材がステンレス鋼製で、ステンレス鋼よりも導電性の高い、金、銀、あるいはニッケルなどの膜が外面に被覆されたコイルばね状に構成される。そして、付勢部材60は弾性を有するとともに電気伝導性を有する。また、付勢部材60は、接点部材13とフランジ部52aとがシース11の軸方向で離間する向きに、接点部材13とフランジ部52aとを付勢する。

[0068] 本変形例の処置器具1は、第二電極52へ高周波電流を通電させる経路は、第二電極52の近位端のフランジ部52aと接点部材13との間で付勢部材60を介して導通する経路と、第二電極52の外周面と接点部材13との間で導通する経路とを有する。

このとき、シース11の遠位端部11aから針状電極部50が突出する長さが図1に示す長さLよりも短くなった場合には、フランジ部52aと接点部材13とはシース11の軸方向に離間する。しかしながら、シース11の軸方向に付勢部材60が伸長するように付勢部材60が弾性変形することによって、接点部材13とフランジ部52aとのそれぞれと付勢部材60との間における高周波電流の導通状態は維持される。

[0069] 本変形例の処置器具1は、シース11の外周面と接点部材13とを接触させる経路に加えて、付勢部材60を介して高周波電流を第二電極52へ導通させる経路を有する。そのため、本変形例の処置器具1は、シース11に対して針状電極部50が突出する突出量によらず高周波電流を第二電極52へ確実に通電させることができる。その結果、本変形例の処置器具1によれば

、シース 11 の遠位端部 11 a から針状電極部 50 が突出する突出量が、対象部位 T に対する処置を行うのに最適な突出量に調整された状態で処置器具 1 を使用することができる。

[0070] (第 2 実施形態)

次に、本発明の第 2 実施形態の電気手術用処置器具について説明する。なお、以下に説明する各実施形態において、上述した第 1 実施形態に係る電気手術用処置器具と構成を共通とする箇所には同一符号を付けて、説明を省略する。

[0071] まず、図 10 及び図 11 を参照して本実施形態の電気手術用処置器具 500 (以下「処置器具 500」と称する。)の構成を説明する。図 10 は、処置器具 500 を示す正面図である。また、図 11 は、処置器具 500 の一部の構成を示す断面図である。

[0072] 図 10 に示すように、処置器具 500 は、針状電極部 50 に代えて設けられた針状電極部 550 と、シース 11 の遠位端部 11 a に設けられた拡大受動電極 554 とを備える点で上述の処置器具 1 と構成が異なる。

[0073] 針状電極部 550 は、遠位端側に位置する第一電極 551 と、第一電極 551 に対して近位端側に位置する第二電極 552 と、第一電極 551 と第二電極 552 との間に位置する絶縁体 553 とを有する。

[0074] 第一電極 551 は、近位端において第二電極 552 よりも径方向外側に膨出し、遠位端側に向かって縮径する半球形状 (略半球形状を含む) に形成される。

[0075] 図 11 に示すように、第一電極 551 には、シース 11 の軸方向に延びる第一導電部 515 の遠位端が、例えばレーザー溶接によって固定される。第一導電部 515 は、電気伝導性を有する線材で形成される。そして、第一導電部 515 は、シース 11 の中心軸と同軸状にシース 11 の遠位端部 11 a から延びている。また、第一導電部 515 は、略筒状の連結部材 557 によってシース 11 の中心軸から偏心した位置にシース 11 の内部でずらされている。第一導電部 515 はシース 11 の内部で操作部 20 側へ延びている。

第一導電部 5 1 5 の外周面には、絶縁性を有する絶縁皮膜 5 1 6 が設けられる。絶縁皮膜 5 1 6 は、例えば樹脂で形成される。

[0076] 第二電極 5 5 2 は、シース 1 1 の軸方向に延びる筒状に形成され、第二電極 5 5 2 の遠位端には径方向外側に延びて形成された延出部 5 5 2 a が一体に形成される。延出部 5 5 2 a は、例えば、第二電極 5 5 2 の径方向外側に向かって延びる突起が第二電極 5 5 2 の軸を中心として周方向に 1 2 0 度ごとに 3 つ設けられた形状に形成される。なお、これらの突起の形状及び数は、適宜の形状及び数に設定できる。

[0077] 第二電極 5 5 2 の近位端は、第二導電部 5 1 2 に対して連結部材 5 5 7 を介して固定される。連結部材 5 5 7 は電気伝導性を有し、第二導電部 5 1 2 と第二電極 5 5 2 との間では高周波電流が導通可能である。

[0078] 絶縁体 5 5 3 は、第一電極 5 5 1 の近位端に固定される。そして、絶縁体 5 5 3 の材料は、上述の第 1 実施形態の絶縁体 5 3 と同様の材料とすることができる。本実施形態では、例えばセラミックなどの絶縁材料によって絶縁体 5 5 3 が形成される。

[0079] 本実施形態では、上述の第 1 実施形態の処置器具 1 と異なり、第一電極 5 5 1 は第二電極 5 5 2 に対する受動電極である。そして、第二電極 5 5 2 は成体組織を切開するための切開電極として機能する。すなわち、第一電極 5 5 1 と第二電極 5 5 2 とがともに生体組織に接触している状態で、第一電極 5 5 1 と生体組織との接触面積は第二電極 5 5 2 と生体組織との接触面積よりも大きくなるように設けられる。

[0080] 拡大受動電極 5 5 4 には、第一電極 5 5 1 と同電位が供給され、拡大受動電極 5 5 4 は、受動電極として機能する。図 1 1 に示すように、拡大受動電極 5 5 4 は、シース 1 1 の遠位端部 1 1 a の内部に一部が挿入され、拡大受動電極 5 5 4 の材料は例えばステンレス鋼である。そして、拡大受動電極 5 5 4 は、電気伝導性を有する。

[0081] 拡大受動電極 5 5 4 はシース 1 1 の内部でコイルシース 1 2 に接続される。拡大受動電極 5 5 4 とコイルシース 1 2 との接続は、例えばレーザー溶接

によって行われる。そして、拡大受動電極 554 とシース 12 との間には高周波電流を導通させることができる。なお、本実施形態ではコイルシース 12 と第一導電部 515 とは同電位の導電部として機能する。

[0082] 拡大受動電極 554 と第二電極 552 との間には、絶縁性を有する絶縁体 558 が介在される。

絶縁体 558 は、拡大受動電極 554 よりも遠位端側に突出して設けられる。このため、絶縁体 558 と延出部 551a とが接触する位置関係では絶縁体 558 と拡大受動電極 554 とは接触しない。

[0083] 以上に説明した構成の本実施形態の処置器具 500 の使用時の動作について図 12A ないし図 12C を参照して説明する。

図 12A ないし図 12C は、処置器具 500 の使用時の動作を説明するための動作説明図である。

まず、図 12A に示すように、周知の高周波切開器具や上述の第 1 実施形態で説明した処置器具 1 などを使用して、切開の起点となる小切開が対象部位 T に加えられる。

[0084] 続いて、図 12B に示すように、小切開によって対象部位 T に形成された窪みに処置器具 500 の第一電極 551 が挿入される。本実施形態では、使用者は窪みの深さ方向に向かって対象部位 T に形成された窪みへ第一電極 551 を真っ直ぐに挿入する。すると、対象部位 T の窪みの底に第一電極 551 の外面が接触するとともに、第二電極 552 及び延出部 552a が窪みの側壁部分に接触する。

[0085] 処置器具 500 の使用者は、処置器具 500 に対して高周波電流を通電させる。すると、処置器具 500 においては、第一電極 551 と第二電極 552 との間で、対象部位 T を介して高周波電流が通電される。これにより、第二電極 552 及び延出部 552a に接触している対象部位 T が焼灼切開される。使用者は、高周波電流が対象部位 T に対して通電されている状態で、図 12C に示すように切開をおこなう切開方向へ針状電極部 550 を移動させる。すると、第一電極 551 における近位端は、対象部位 T に引っかかりつつ

対象部位 T が切開されるのに従って切開方向に移動する。

- [0086] このとき、必要に応じて、対象部位 T の周囲の生体組織に拡大受動電極 554 が接触してもよい。
- [0087] 以上説明したように、本実施形態の処置器具 500 によれば、受動電極として機能する第一電極 551 は対象部位 T の内部に埋没した位置関係にある。そのため、対象部位 T に対して切開をおこなっている間に、受動電極が対象部位 T から外れない。
- [0088] また、第一電極 551 よりも近位端側で絶縁体 553 を挟んで位置関係が固定された第二電極 552 が、対象部位 T を切開する切開電極として機能する。そのため、第一電極 551 を対象部位 T の内部に埋没させた状態では第二電極 552 は対象部位 T に接触する。その結果、第一電極 551 と第二電極 552 との両方を対象部位 T に接触させるための操作が不要である。そのため、対象部位 T を切開する操作に処置器具 500 の使用者が集中できる。
- [0089] また、第一電極 551 は、対象部位 T に形成された小切開の底の深さに位置決めされる。そのため、その深さで切開方向に移動させて対象部位 T を切開できるので、対象部位 T に対する針状電極 550 の挿入深さを容易に一定深さにすることができる。
- [0090] なお、例えば図 13 に示すように、処置器具 500 は拡大受動電極 554 を備えなくてもよい。この場合には、コイルシース 12 は高周波電流を導通可能な部材である必要はない。この場合でも本実施形態の処置器具 500 と同様の効果を奏することができる。
- [0091] (第 3 実施形態)
- 次に、本発明の第 3 実施形態の電気手術用処置器具について図 14 から図 17 を参照して説明する。なお、以下に説明する各実施形態において、上述した第 1 実施形態に係る電気手術用処置器具と構成を共通とする箇所には同一符号を付けて、説明を省略する。
- [0092] 図 14 は、本実施形態の電気手術用処置器具を示す正面図である。
- 図 14 に示すように、本実施形態の電気手術用処置器具 200 (以下「処

置器具 200」と称する。)は、針状電極部 50 に代えてスネアーループ 250 を備え、第二電極 52 に加えてシース 11 の遠位端部 11a の外表面の側に設けられた拡大第二電極 270 をさらに備える点で第 1 実施形態の処置器具 1 と構成が異なる。

[0093] スネアーループ 250 は、環状の外観形状を有する。また、スネアーループ 250 は、導電性を有する第一電極 251 と、第一電極 251 よりも近位端側に位置する第二電極 252 と、第一電極 251 と第二電極 252 との間に配置された絶縁体 253 とを有する。

[0094] 第一電極 251 は、高周波電流を通電可能で弾性を有する。そして、第一電極 251 は、スネアーループ 250 の心材となるワイヤ 255 における遠位端側の一部で、絶縁体 253 よりも遠位端側の領域である。ワイヤ 255 は、遠位端において折り返されることで環状のループが生じるように形成される。

第一電極 251 の大きさは、ワイヤ 255 と絶縁体 253 との位置関係によって適宜の大きさに設定される。第一電極 251 の大きさは、例えば、ポリープ P (図 16 参照) の茎部などの対象部位 T に掛け回すことが可能な長さを有するワイヤ 255 の外表面が露出されるように、対象部位 T に応じて設定されていることが好ましい。

[0095] 第二電極 252 は、ワイヤ 255 の外周面に絶縁体 253 を介して被覆するように設けられた導電性の管状部材である。

[0096] 絶縁体 253 は、少なくとも一部が第一電極 251 と第二電極 252 との間で外部に露出するように上述のワイヤを被覆するように設けられる。

[0097] 図 15 は、処置器具 200 のシース 11 の遠位端部 11a 部分を示す部分断面図である。

図 15 に示すように、スネアーループ 250 のワイヤ 255 は、シース 11 の内部を通して近位端側に延びる。ワイヤ 255 の近位端側の端部は、上述の第 1 実施形態の処置器具 1 と同様に、ハンドル 40 及び電源線 32b に固定される (図 14 及び図 3 参照)。

また、第二電極 252 における基端側の一部には、ワイヤ 255 が折り返された二本のワイヤ 255 を束ねる固定管 252 a が固定される。固定管 252 a は導電性を有する。

固定管 252 a は、第 1 実施形態のフランジ部 52 a と同様に、接点部材 13 に接触することで導通する部材である。

[0098] 本実施形態では、図 14 に示す操作部 20 において、ハンドル 40 が本体 21 に対して遠位端側に移動させられることで、固定管 252 a が接点部材 13 に接触する。固定管 252 a と接点部材 13 との接触によって、スネアループ 250 がシース 11 の遠位端から突出する長さが図 14 に示す長さ L までに制限される。なお、第二電極 252 と接点部材 13 との電氣的な接続は、第二電極 252 の外面と接点部材 13 の内表面 13 b とがワイヤ 255 の弾性によって接触することで行われる。

[0099] 図 14 及び図 15 に示すように、第二電極 252 と拡大第二電極 270 とは、拡大第二電極 270 の内部に第二電極 252 のそれぞれが挿入されることで電氣的に接続される。また、拡大第二電極 270 は接点部材 13 と一体成形される。すなわち、拡大第二電極 270 は、接点部材 13 と同様に、コイルシース 12 に固定され、接点部材 13 の機能を兼ねて電氣的に接続される。

処置器具 200 において、第二電極 252 と拡大第二電極 270 とは導通している。そのため、第二電極 252 と拡大第二電極 270 とはともに第一電極 251 に対する受動電極として機能する。

[0100] 以下では、処置器具 200 の使用時の動作について、上述の処置器具 1 と異なる部分を中心に説明する。

処置器具 200 の使用時には、上述の処置器具 1 と同様に、図 3 に示すステップ S1 及びステップ S21 が行われる。

ステップ S21 に続いて行われるステップ S22 では、図 14 に示すように、使用者がハンドル 40 を本体 21 に対して遠位端側に移動させることで、シース 11 の遠位端部 11 a からスネアループ 250 が繰り出される。す

ると、スネアーループ250は、ワイヤ255の弾性によって拡開し、環状になる。

- [0101] 図16及び図17は、処置器具200の使用時の一過程を示す図である。
- ステップS23では、図16及び図17に示すようにスネアーループ250はポリープPの茎部（本実施形態における対象部位T）に使用者の操作によって掛け回される。続いて、使用者がハンドル40を本体21に対して近位端側に移動させる。すると、ポリープPに掛け回されたスネアーループ250はシース11の内部に移動し、スネアーループ250の遠位端側の部分にある第一電極251によって対象部位Tが引き絞られる。このとき、拡大第二電極270はポリープPに押し付けられる。

続いて、使用者の操作によって高周波電流が第一電極251と第二電極252との間で通電される。これにより、対象部位Tは切開されてポリープPは切除される。

- [0102] 以上説明したように、本実施形態に係る処置器具200によれば、環状のスネアーループ250の遠位端に第一電極251が設けられる。また、スネアーループ250の近位端側に絶縁体253を介して第二電極252が設けられる。そのため、対象部位Tに対して処置器具1の位置関係が変化しても第一電極251と第二電極252との対象部位Tへの接触が維持される。このため、対象部位Tへの高周波電流の通電が途切れることが抑制され、生体組織の切開を容易に行うことができる。

- [0103] なお、本実施形態においても、上述の第1実施形態の処置器具1の変形例3と同様に、付勢部材60がシース11の内部に設けられても良い。具体的には、図18Aに示すように、付勢部材60は、固定管252aと接点部材13とのそれぞれに連結され、シース11の軸方向で固定管252aと接点部材13とが離間する方向に固定管252aと接点部材13とを付勢する。この場合、スネアーループ250をシース11の内部に引き込む動作がおこなわれているときの接点部材13と第二電極252とを確実に導通させることができる。

[0104] また、図 18B に示すように、処置器具 200 は、上述の付勢部材 60 と上述の第二受動電極 270 とをともに備えてもよい。

[0105] (第 4 実施形態)

次に、本発明の第 4 実施形態の電気手術用処置器具について図 19 から図 23B を参照して説明する。

図 19 は、本実施形態の電気手術用処置器具を示す正面図である。

図 19 に示すように、本実施形態の電気手術用処置器具 300 (以下「処置器具 300」と称する。)には、針状電極部 50 に代えて二脚型切開部 350 が設けられる。

二脚型切開部 350 は、近位端から遠位端に向かう軸線方向に向かうとともにシース 11 の径方向外方に向かうように傾斜して形成された一对の弾性把持部 351 を有する。

[0106] 図 20 は、処置器具 300 のシース 11 の遠位端部 11a 部分を示す部分断面図である。

図 20 に示すように、それぞれの弾性把持部 351 は、第 2 実施形態に示したワイヤ 255 と同様に、高周波電流を通電可能で弾性を有するワイヤ 355 の遠位端側の端部近傍の領域で、遠位端において互いに近接する方向に端部が折り曲げられた形状に形成された掛止部 351a を有する。

また、弾性把持部 351 の近位端側には、弾性把持部 351 との相対位置関係が固定され、ワイヤ 355 を被覆するように設けられた第二電極 352 と、弾性把持部 351 と第二電極 352 との間に介在し、ワイヤ 355 を被覆するように固定された絶縁体 353 とが設けられる。なお、本実施形態では、弾性把持部 351 は第二電極 352 に対する第一電極である。

第二電極 352 における近位端部分は、第 3 実施形態の処置器具 200 と同様に、固定筒 252a によって束ねられて固定される。また、処置器具 300 は処置器具 200 と同様の拡大第二電極 270 を有する。

[0107] 以下では、ポリープ P の茎部を対象部位 T として対象部位 T の切開が行われる例を説明する。図 21 及び図 22 は、本実施形態の処置器具 300 の使

用時の一過程を示す図である。

図 2 1 に示すように、処置器具 3 0 0 の使用時において、シース 1 1 の遠位端部 1 1 a から二脚型切開部 3 5 0 が繰り出されているときには、弾性把持部 3 5 1 のそれぞれは、ワイヤ 3 5 5 の弾性によって互いに離間するように位置している。この状態で、使用者の操作によって、一对の弾性把持部 3 5 1 の間に対象部位 T が位置するように二脚型切開部 3 5 0 の位置が調整される。

[0108] 使用者が、図 1 9 に示すハンドル 4 0 を本体 2 1 に対して近位端側に移動させると、図 2 2 に示すように、二脚型切開部 3 5 0 はシース 1 1 の内部に移動し、それぞれの弾性把持部 3 5 1 は互いに近接するように動作して対象部位 T に接触する。この時、第二電極 3 5 2 の外面とシース 1 1 の内面、より詳しくは第二電極 3 5 2 の外面と接点部材 1 3 の内表面 1 3 b とが接触する。第二電極 3 5 2 と接点部材 1 3 とは、ワイヤ 3 5 5 の弾性によって第二電極 3 5 2 が接点部材 1 3 の内表面に押圧されるように接触する。そのため、第二電極 3 5 2 と接点部材 1 3 との間では、高周波電流が通電可能に導通する。また、このとき、ポリープ P の外面には拡大第二電極 2 7 0 が接触する。

[0109] 続いて、使用者の操作によって、ハンドル 4 0 が本体 2 1 に対してさらに近位端側に移動されるとともに、弾性把持部 3 5 1 と第二電極 3 5 2 との間に高周波電流が通電される。

すると、弾性把持部 3 5 1 と第二電極 3 5 2 との間で対象部位 T に位置する生体組織が焼灼切開され、ポリープ P が切除される。

[0110] 以上説明したように、本実施形態の処置器具 3 0 0 によれば、二脚型切開部 3 5 0 の遠位端に弾性把持部 3 5 1 が設けられる。また、弾性把持部 3 5 1 の近位端側に絶縁体 3 5 3 を介して第二電極 3 5 2 が設けられる。そのため、対象部位 T に対して処置器具 1 の位置関係が変化しても弾性把持部 3 5 1 と第二電極 3 5 2 との対象部位 T への接触が維持される。このため、対象部位 T への高周波電流の通電が途切れることが抑制され、生体組織の切開を

容易に行うことができる。

[0111] なお、本実施形態においても、図23Aに示すように上述の第1実施形態の処置器具1の変形例3と同様に、付勢部材60がシース11の内部に設けられても良い。この場合、二脚型切開部350をシース11の内部に引き込む動作がおこなわれているときの接点部材13と第二電極252とを確実に導通させることができる。

また、図23Bに示すように、処置器具300は、上述の付勢部材60と上述の第二受動電極270とを備えてもよい。

[0112] (第5実施形態)

次に、本発明の第4実施形態の電気手術用処置器具について図24ないし図26を参照して説明する。

図24は、本実施形態の電気手術用処置器具を示す正面図である。図24に示すように、本実施形態の電気手術用処置器具400(以下「処置器具400」と称する。)は、針状電極部50に代えて針状電極部450を備え、針状電極部450は、第二電極52に加えてシース11の遠位端部11aの外表面の側に設けられた拡大第二電極452をさらに備えている点で第1実施形態の処置器具1と構成が異なる。

[0113] 図25は、処置器具400におけるシース11の遠位端部11aの構成を拡大して示す断面図である。図25に示すように、第二電極52と拡大第二電極452とは、シース11の遠位端部11aにおいて電氣的に接続される。また、拡大第二電極452は、接点部材13と一体成形される。すなわち、拡大第二電極452は、接点部材13と同様にコイルシース12に固定され、接点部材13の機能を兼ねて電氣的に接続される。

処置器具400において、第二電極52と拡大第二電極452とは導通しているため、第二電極52と拡大第二電極452とは第一電極51に対する受動電極として機能する。

[0114] 図26は、処置器具400の使用時の動作を示す図である。処置器具400は、第1実施形態の処置器具1と同様に体腔内に案内され、処置対象とな

る生体組織まで案内される。そして、第1実施形態と同様に、使用者の操作によって第一電極51と第二電極52とが対象部位に接触する。このとき、第1実施形態の処置器具1と同様に、使用者が第一電極51を対象部位に接触させることで、第二電極52も生体組織に接触する。さらに、拡大第二電極452も生体組織に接触する。

[0115] この状態で、使用者の操作によって、第一電極51と第二電極52との間、および第一電極51と拡大第二電極452との間に高周波電流が通電される。このため、生体組織への接触面積が相対的に狭い第一電極51に接触している生体組織が焼灼切開される。

[0116] このように、本実施形態の処置器具400によれば、第二電極52に加えて拡大第二電極452を備えているので、生体組織に接触可能な上述の受動電極の表面積の総和が大きい。また、第二電極52と拡大第二電極452とのいずれかが生体組織から離間する状況であっても第一電極51と受動電極との通電状態が維持される。このため、使用者によって第一電極51が所望の位置に移動された場合にも、処置器具400を使用する使用者は第二電極52及び拡大第二電極452の接触状態に気をとられることなく生体組織の切開を好適に持続できる。

[0117] さらに、本実施形態の処置器具400によれば、第一電極に対して相対的に外径が太径であるシース11に拡大第二電極452が設けられる。そのため、対象部位Tが存する空間において拡大第二電極452が生体組織に接触しやすい。したがって、受動電極の生体組織への接触面積を十分に確保できる。

[0118] なお、図27に示すように、本実施形態においても、拡大第二電極452が上述の第1実施形態の変形例3で説明した付勢部材60を備えてもよい。この場合、第一電極51をシース11から突出させる突出量が変わり、第一電極51と拡大第二電極452との位置関係が変わっても第二電極52及び拡大第二電極452と第一電極51との間で対象部位Tを介して高周波電流を通電させることができる。

[0119] 以上、本発明の実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。

また、上述の実施形態及び変形例で説明した構成は、適宜組み合わせて採用することができる。

### 産業上の利用可能性

[0120] 本発明の電気手術用処置器具によれば、第一電極と第二電極との間における生体組織の切開を容易に行うことができる。

### 符号の説明

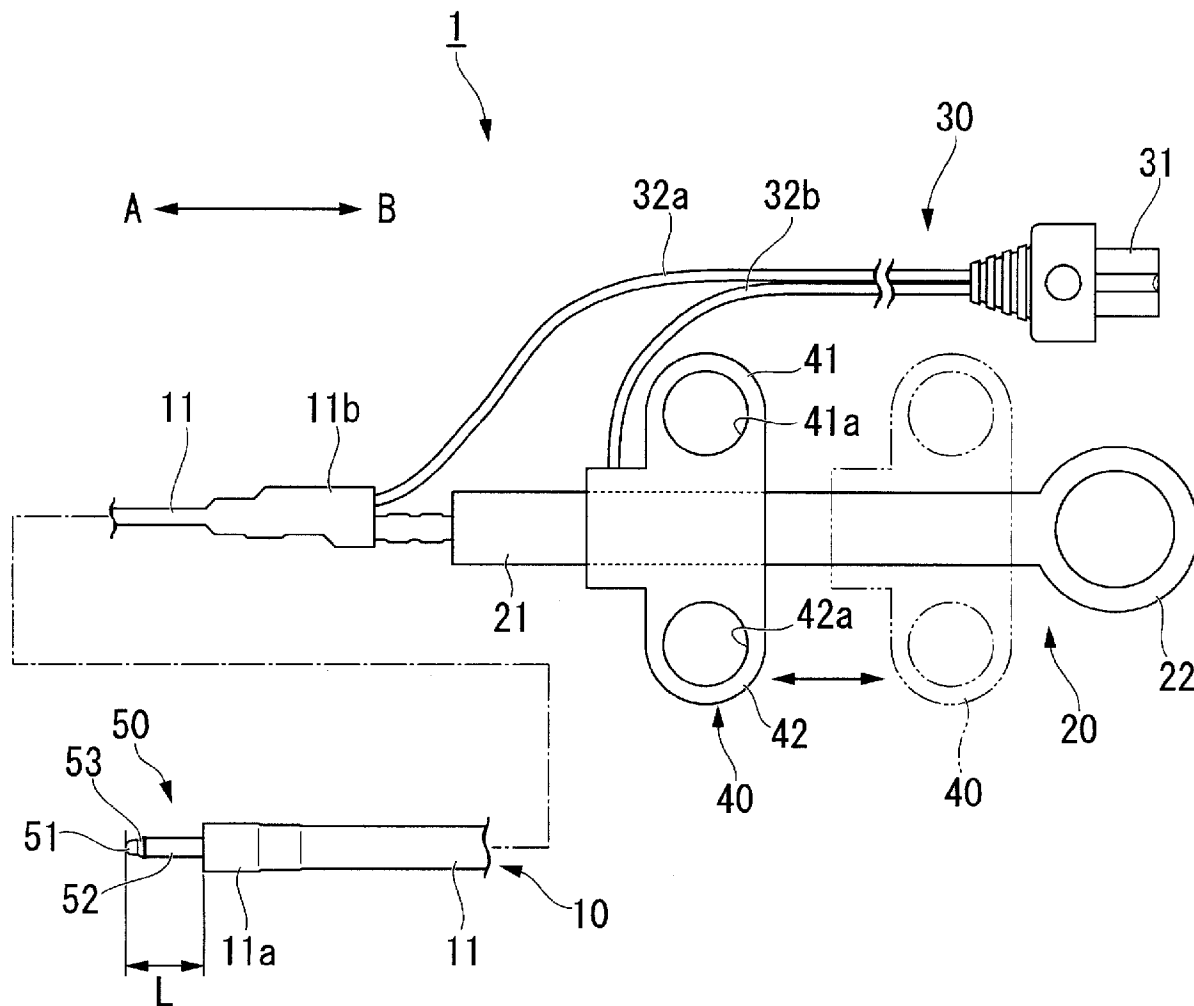
- [0121] 1、200、300、400、500 電気手術用処置器具
- 10 挿入部
  - 11 シース
  - 12 コイルシース（第二導電部）
  - 13 接点部材（第二導電部）
  - 20 操作部
  - 50 針状電極部（処置部）
  - 51、251、551 第一電極
  - 52、252、352、552 第二電極
  - 53、253、353、553 絶縁体
  - 54、55、255、355 ワイヤ（第一導電部）
  - 59 第二絶縁体
  - 250 スネアループ
  - 270 拡大受動電極
  - 351 弾性把持部（第一電極）
  - 452 拡大第二電極

## 請求の範囲

- [請求項1] 遠位端と近位端とを有するシースと、  
先端と基端とを有し、前記基端から前記先端に向かう方向が前記近位端から前記遠位端に向かう方向となるように前記シースに挿入され、前記先端の側の少なくとも一部において対象部位に対して処置を行う処置部と、  
前記処置部の前記先端に設けられて外部に露出された第一電極と、  
前記処置部における前記第一電極よりも前記基端側に離間した位置に前記第一電極との相対位置関係が固定されて配置された第二電極と、  
、  
前記第一電極と前記第二電極との間に介在されて前記第一電極と前記第二電極とを絶縁する絶縁体と、  
前記第一電極に高周波電流を通電させる第一導電部と、  
前記第二電極に高周波電流を通電させる第二導電部と、  
を備える電気手術用処置器具。
- [請求項2] 前記第一電極は、前記第二電極の外径以上に前記処置部の径方向外側に膨出して形成されている請求項1に記載の電気手術用処置器具。
- [請求項3] 前記第一電極は、近位端から遠位端に向かうに従って縮径する半球状に形成されている請求項2に記載の電気手術用処置器具。
- [請求項4] 前記第二電極の遠位端には、前記第二電極の径方向外側に延びて形成された延出部が設けられている請求項3に記載の電気手術用処置器具。
- [請求項5] 前記シースの前記遠位端の外面に設けられ、前記第一電極と電氣的に接続された拡大受動電極をさらに備える請求項1または2に記載の電気手術用処置器具。
- [請求項6] 前記シースの前記遠位端の外面に設けられ、前記第二電極と電氣的に接続された拡大第二電極をさらに備える請求項1に記載の電気手術用処置器具。

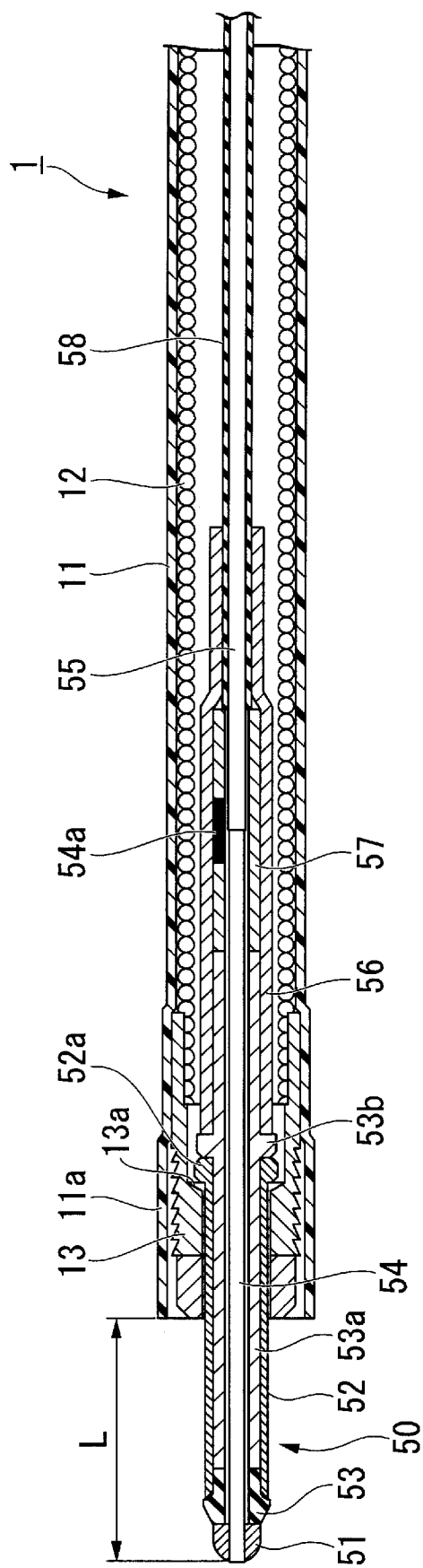
- [請求項7] 前記シースは電気伝導性のコイルシースを内部に有し、  
前記コイルシースが前記第二導電部の一部として機能する請求項1  
に記載の電気手術用処置器具。
- [請求項8] 前記第二電極の前記先端側の一部を前記第一電極の表面積と略等し  
い面積で露出させるように前記第二電極の外面の少なくとも一部を隠  
す第二絶縁体をさらに備える請求項1に記載の電気手術用処置器具。
- [請求項9] 前記第一電極は、電気伝導性を有する環状のスネアループの一部で  
ある請求項1に記載の電気手術用処置器具。
- [請求項10] 前記第一電極は、前記基端から前記先端方向に延び前記基端を開閉  
の中心として開閉動作可能な一对の弾性把持部を有する二脚鉗子であ  
る請求項1に記載の電気手術用処置器具。

[図1]

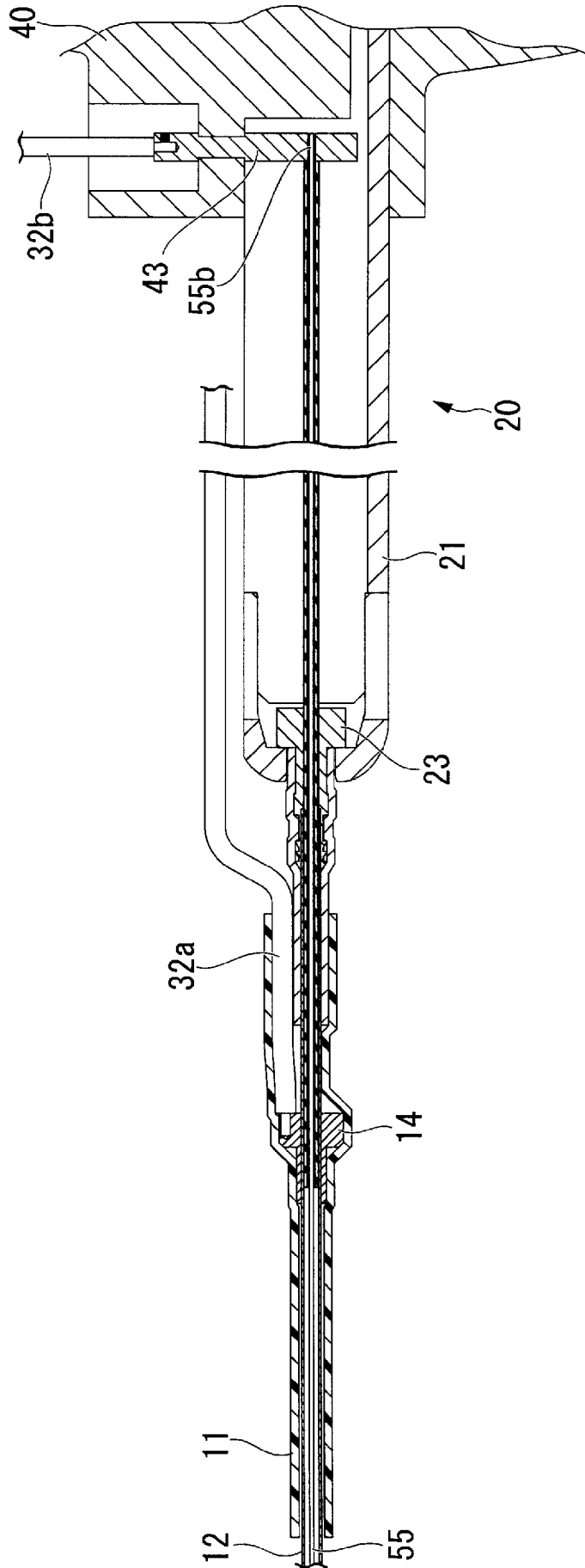




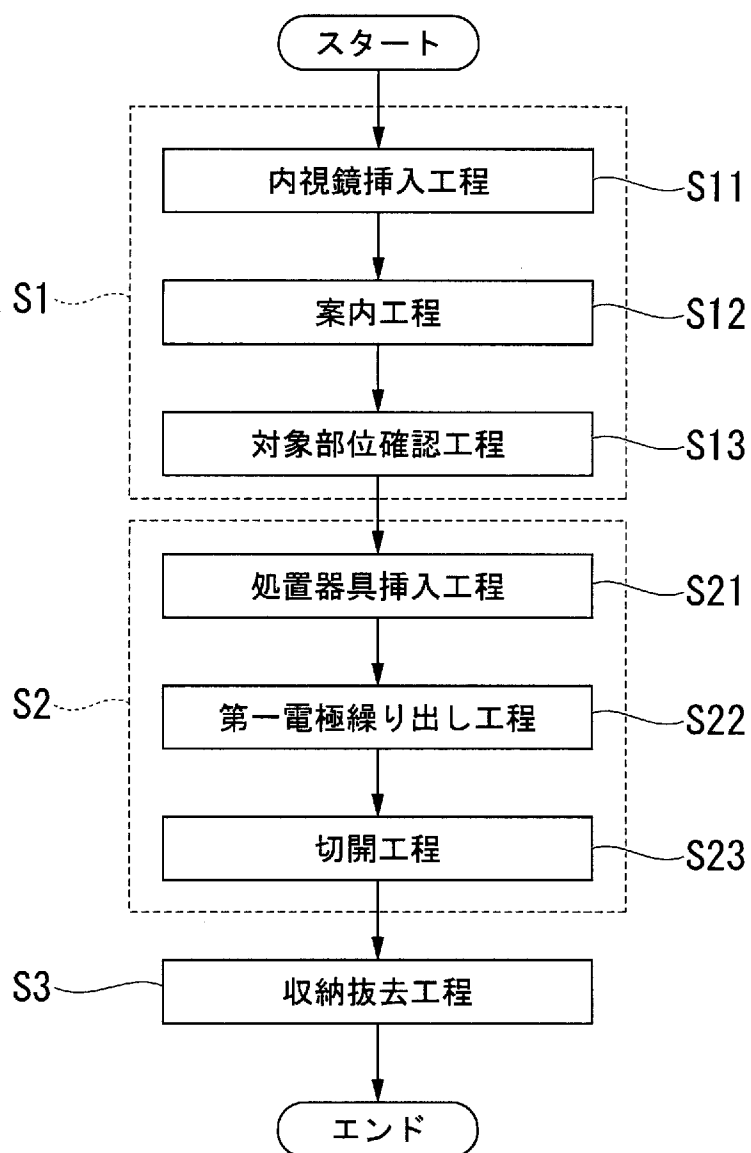
[図2B]



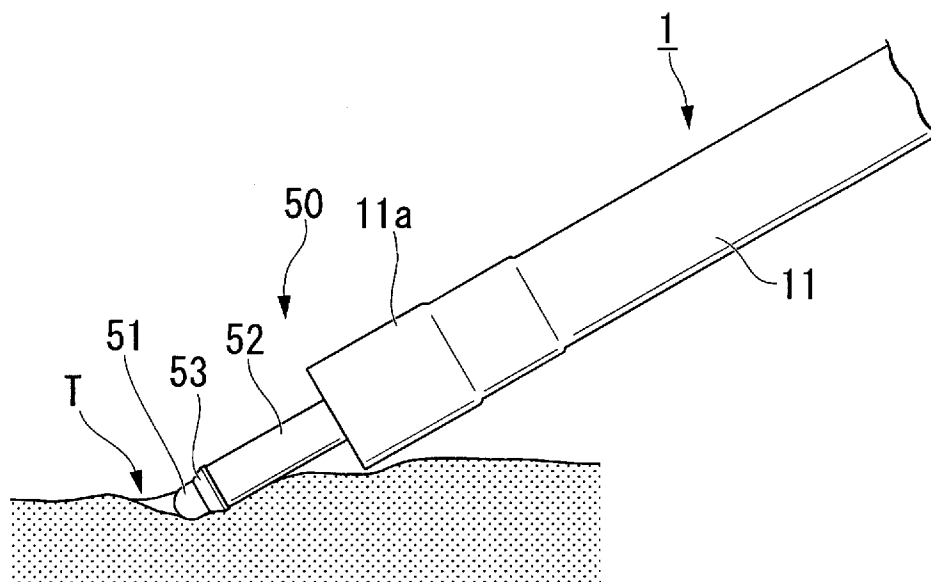
[図3]



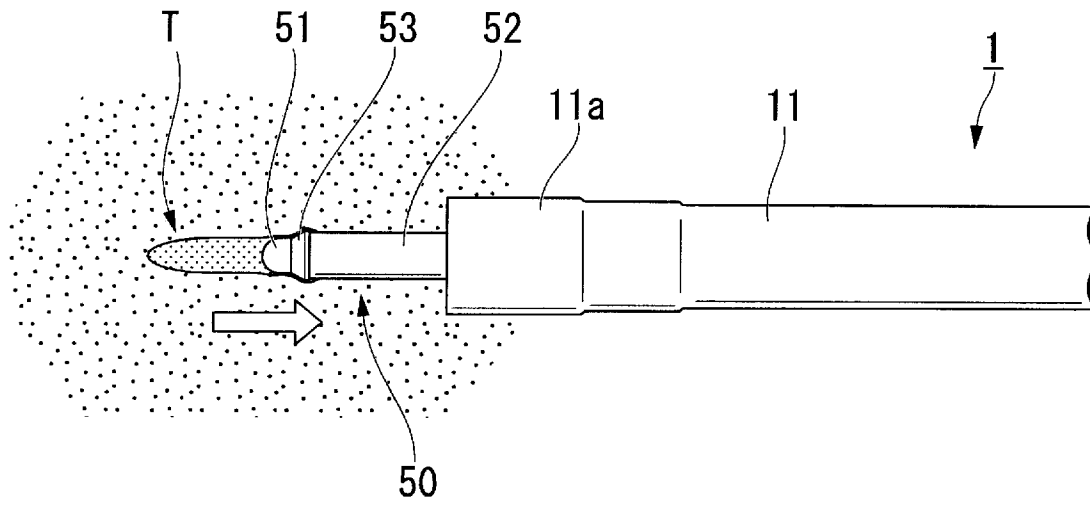
[図4]



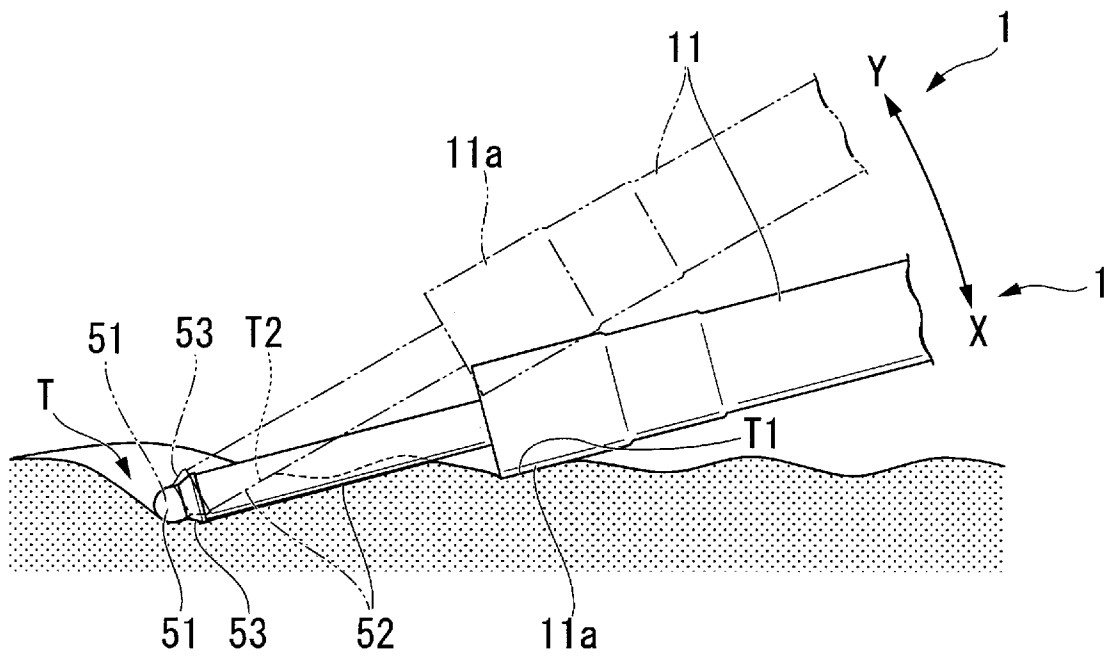
[図5A]



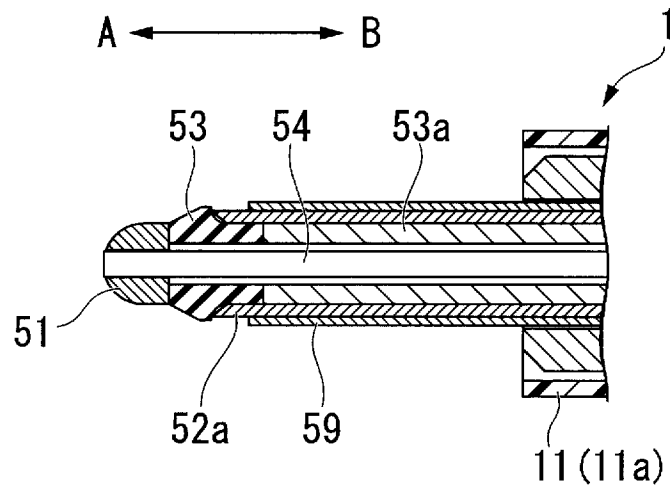
[図5B]



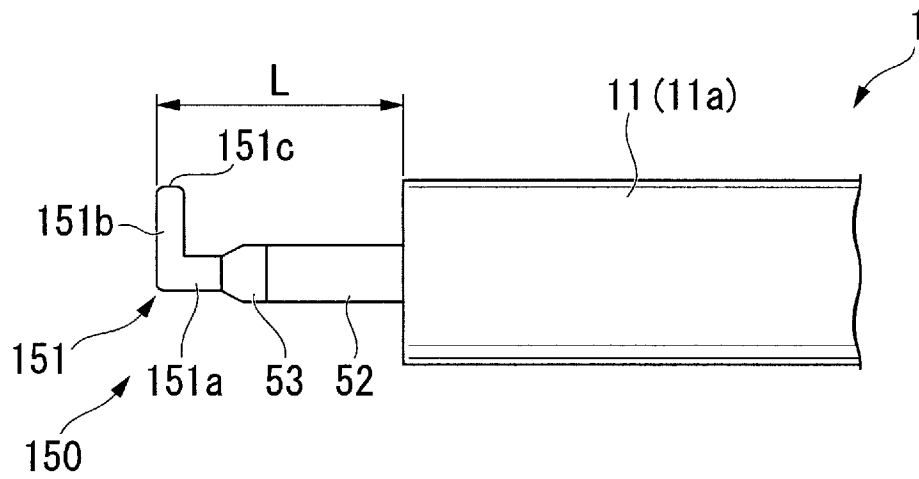
[図5C]



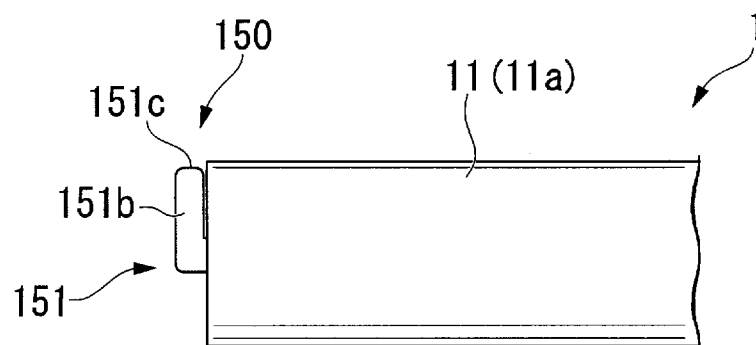
[図6]



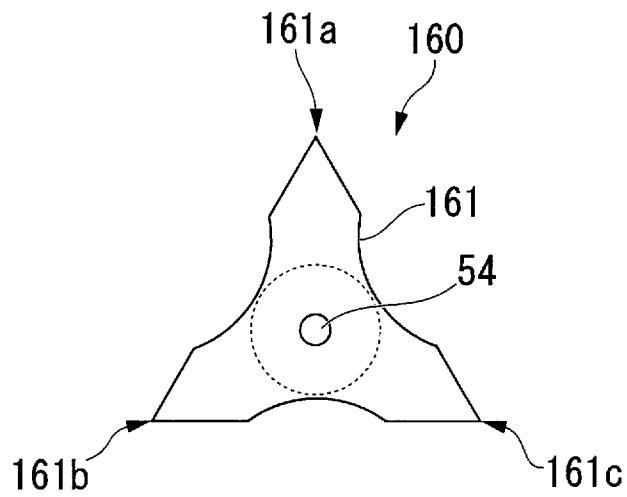
[図7A]



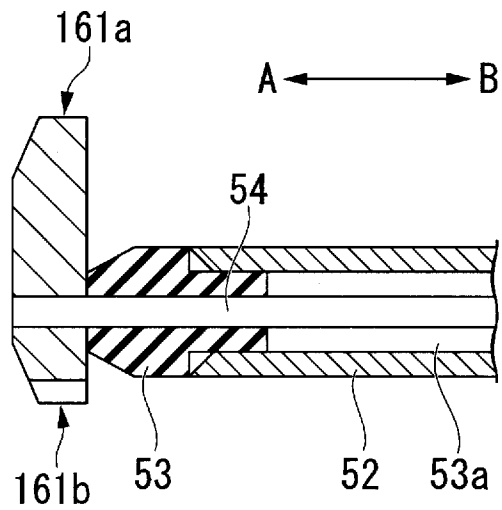
[図7B]



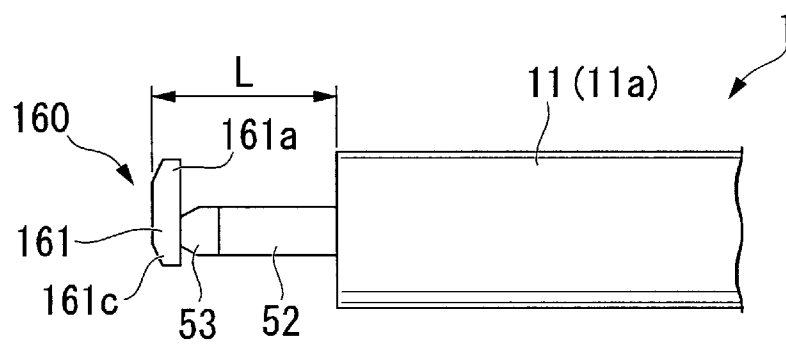
[図8A]



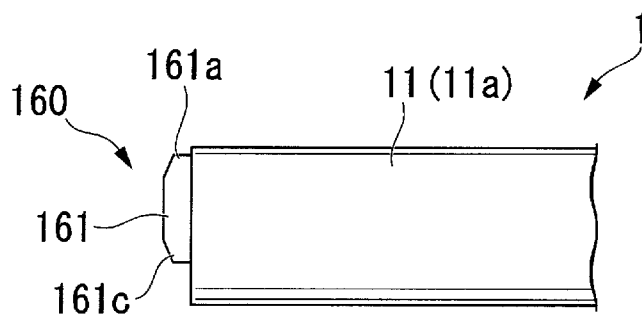
[図8B]



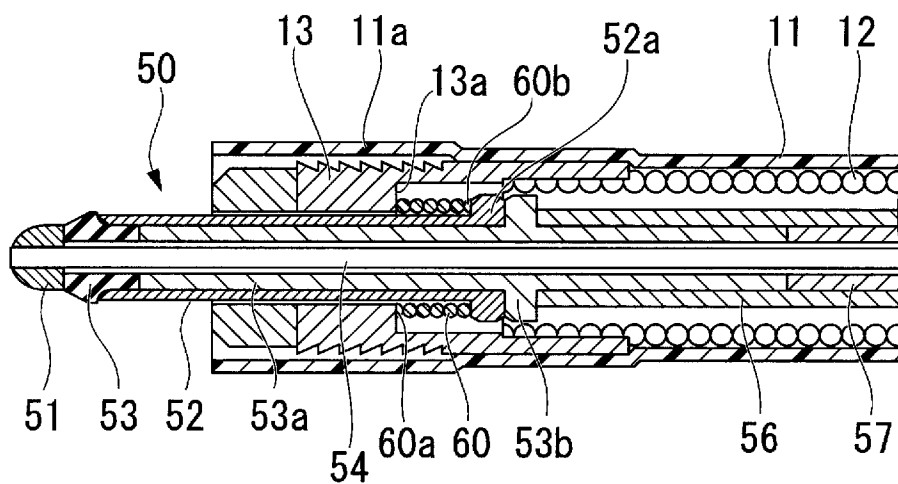
[図8C]



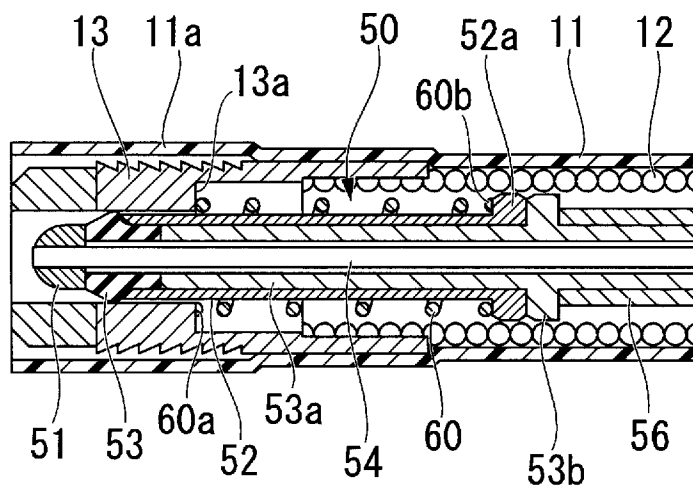
[図8D]



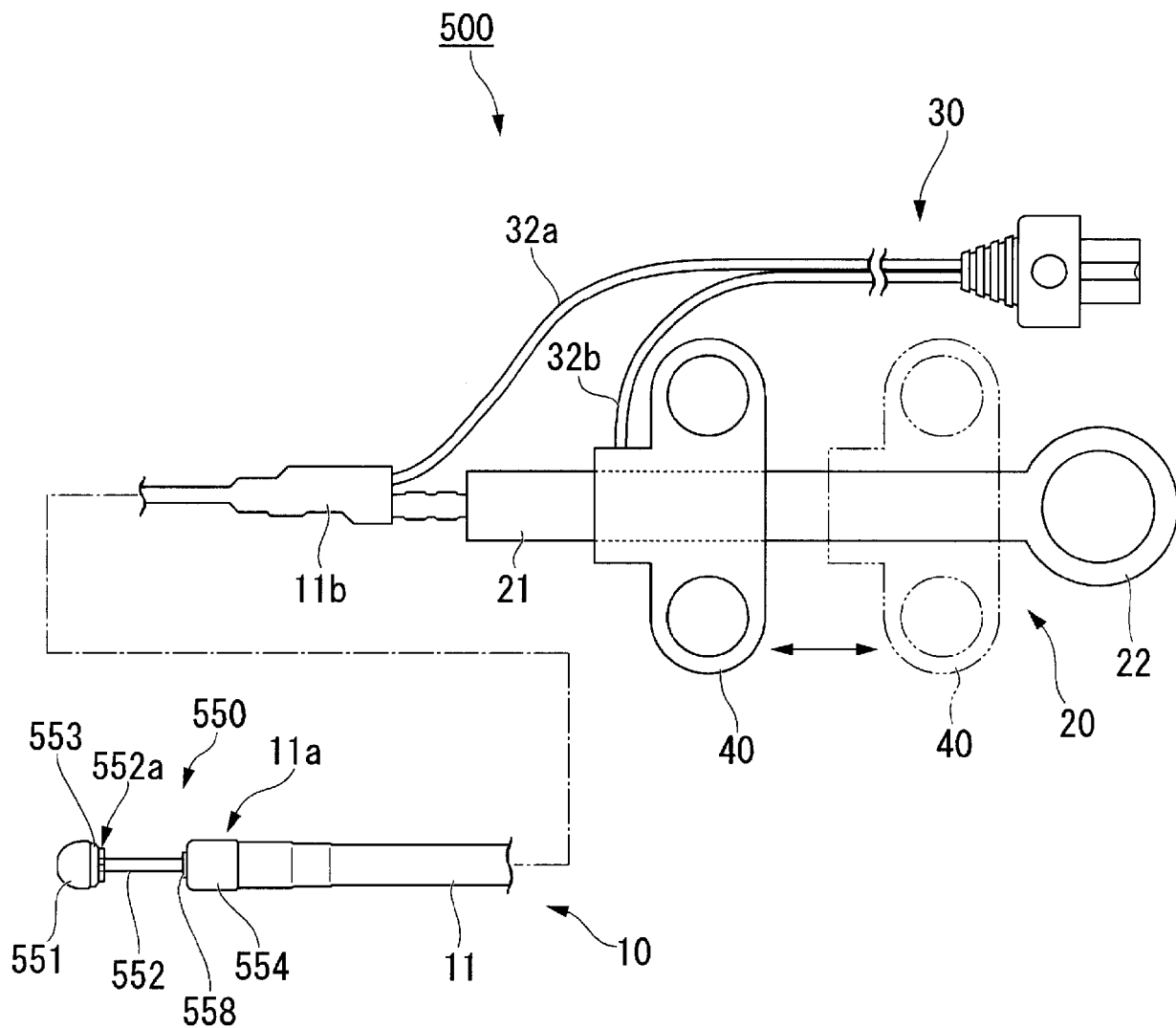
[図9A]



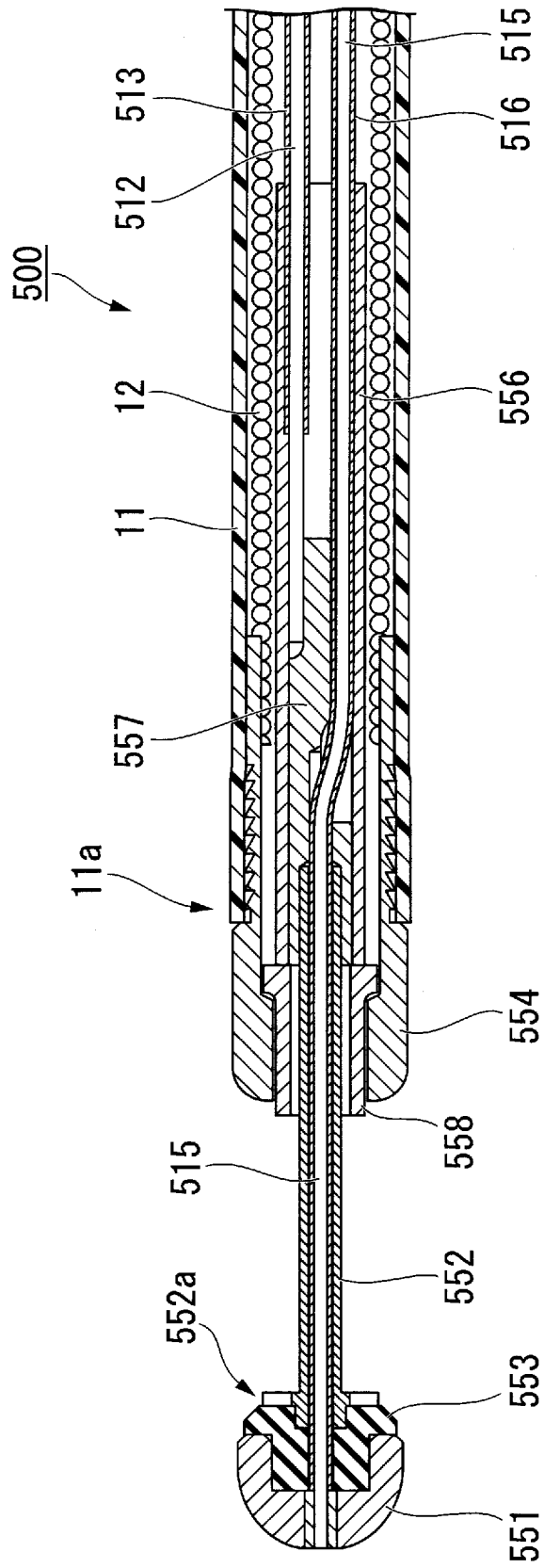
[図9B]



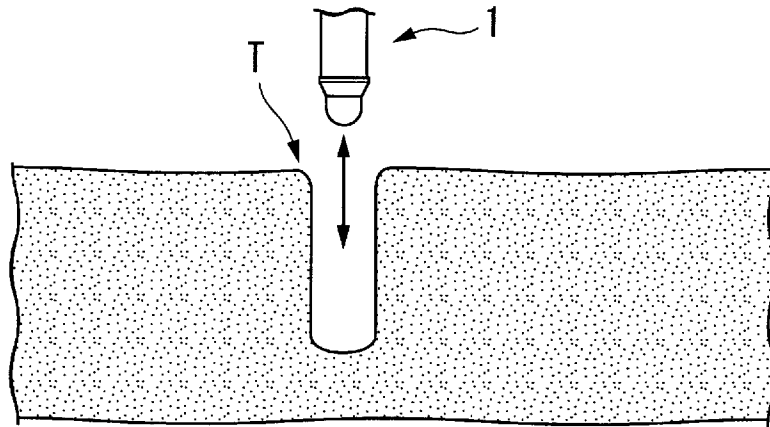
[図10]



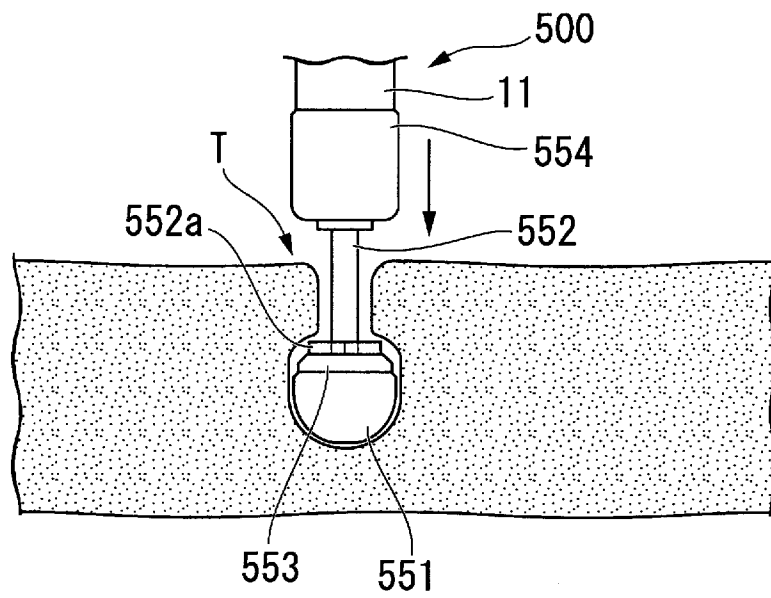
[図11]



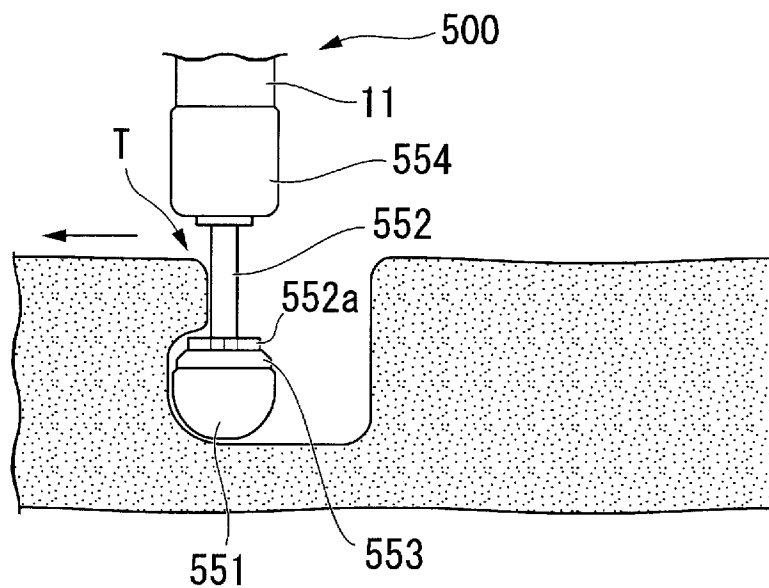
[図12A]



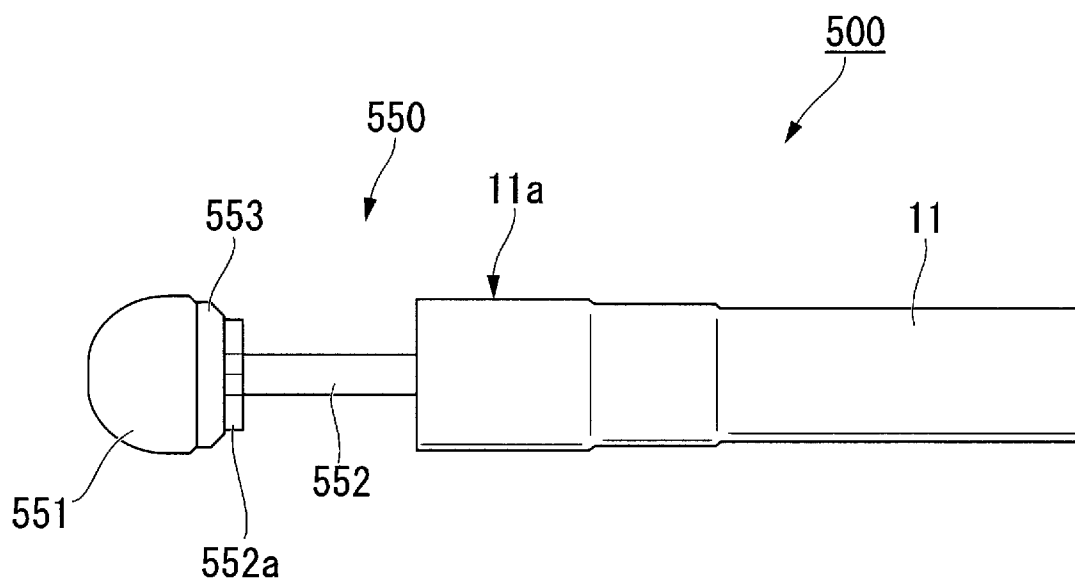
[図12B]



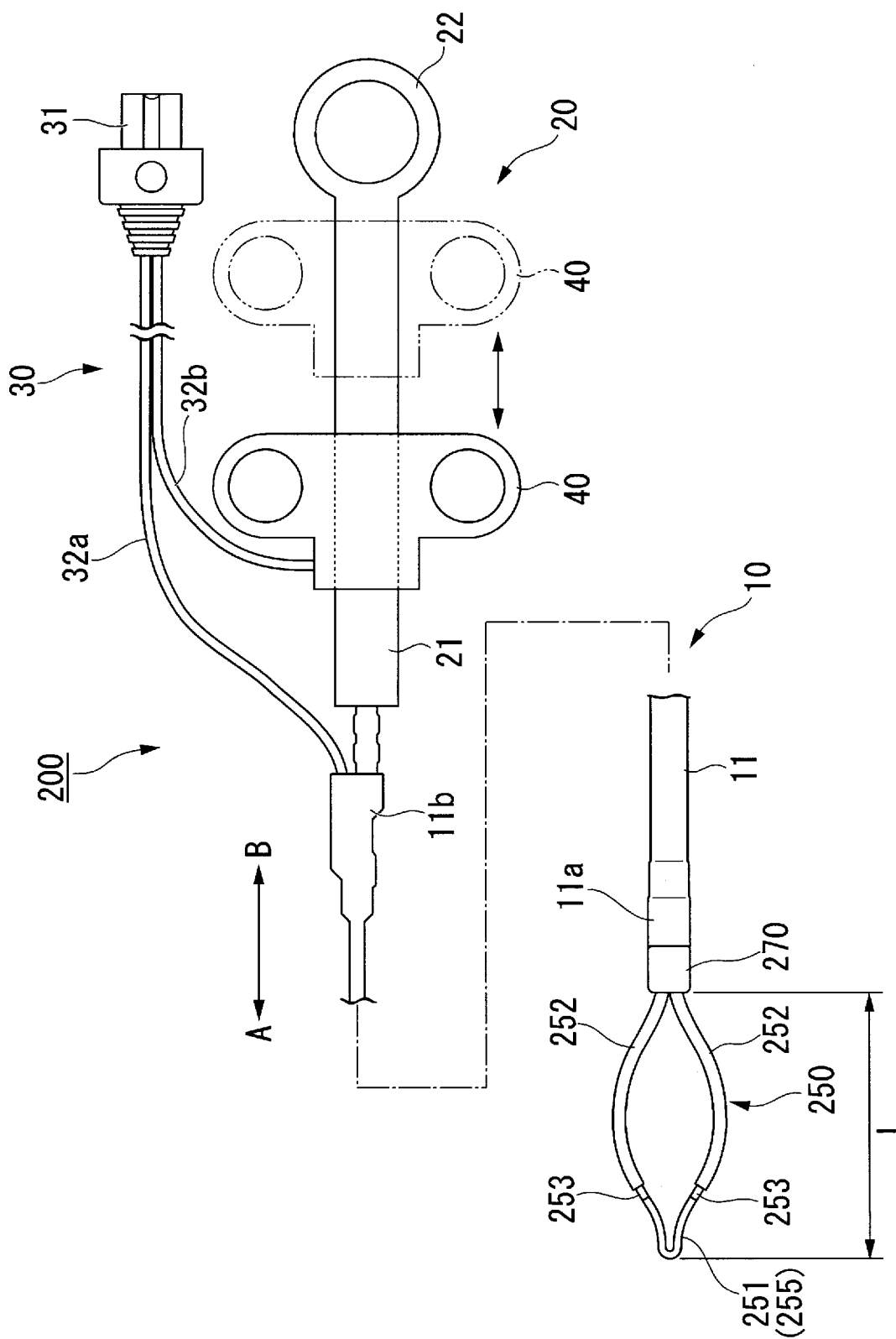
[図12C]



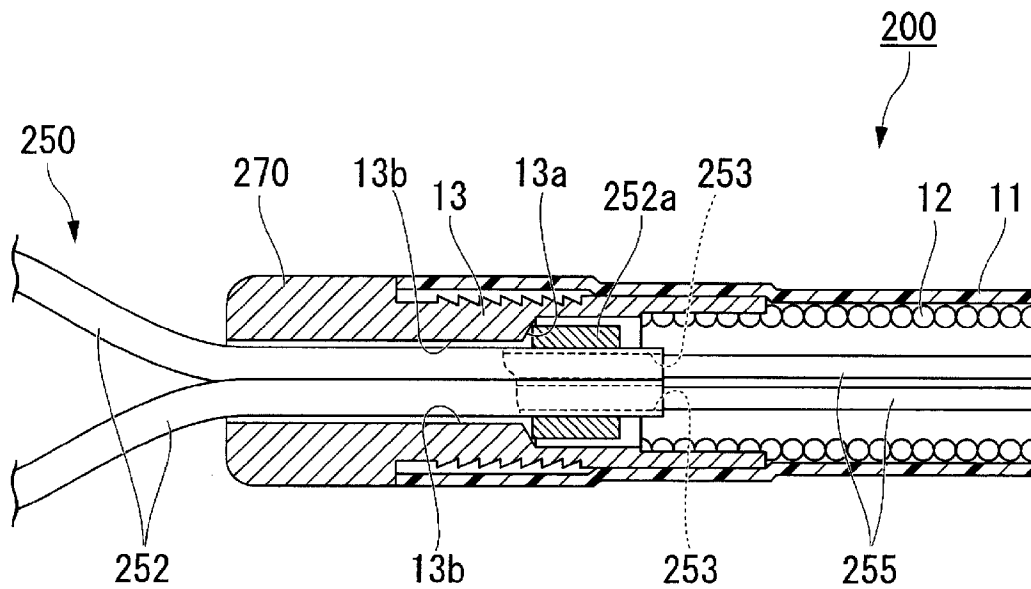
[図13]



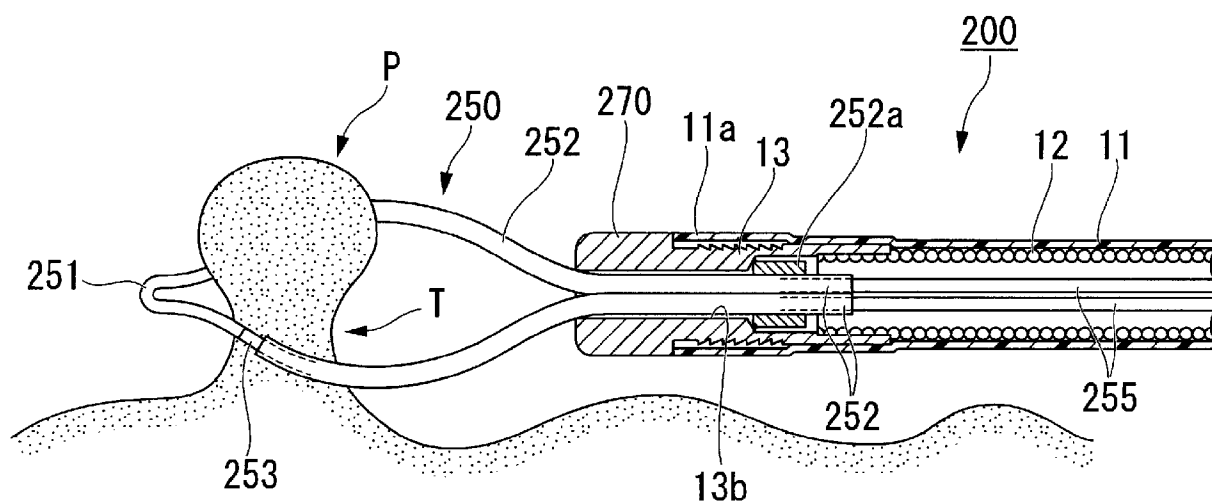
[図14]



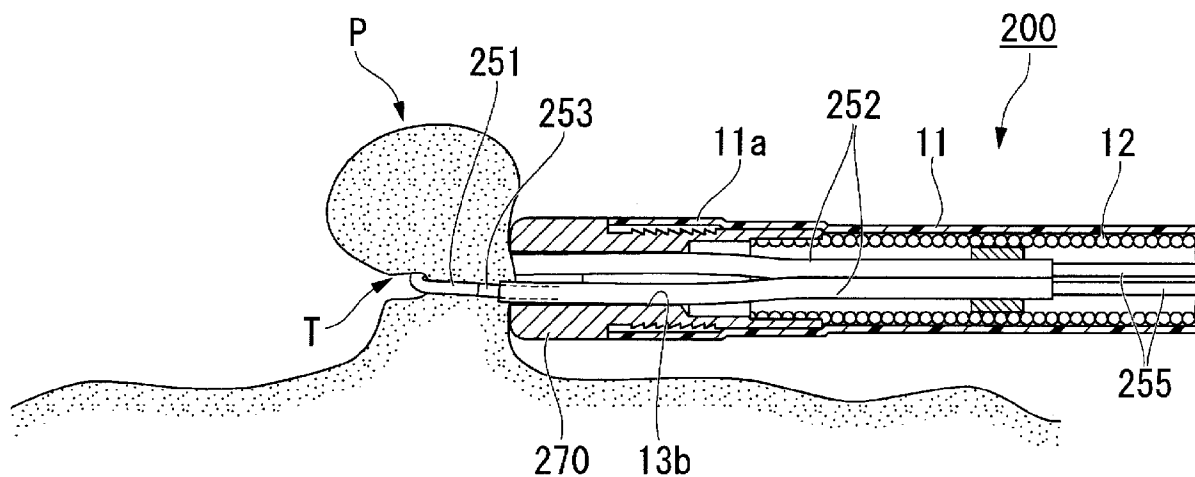
[図15]



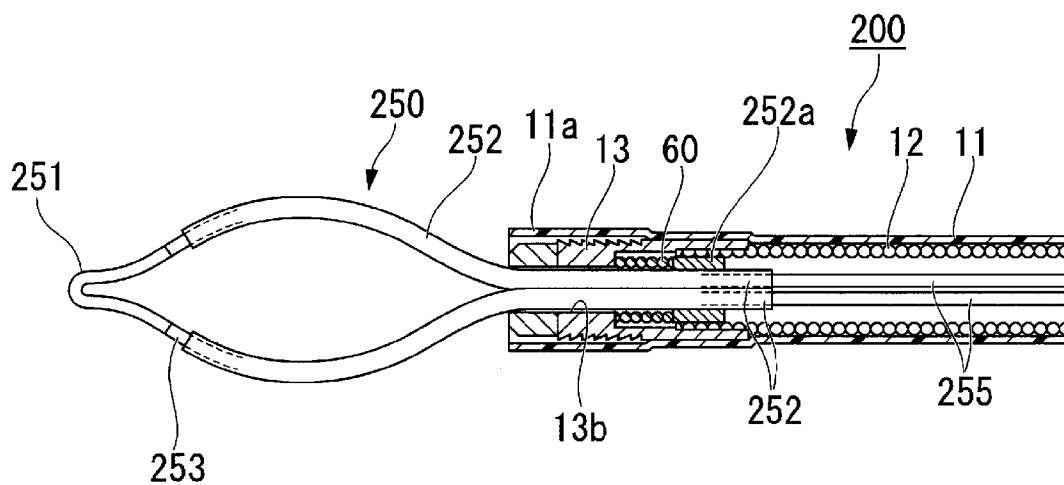
[図16]




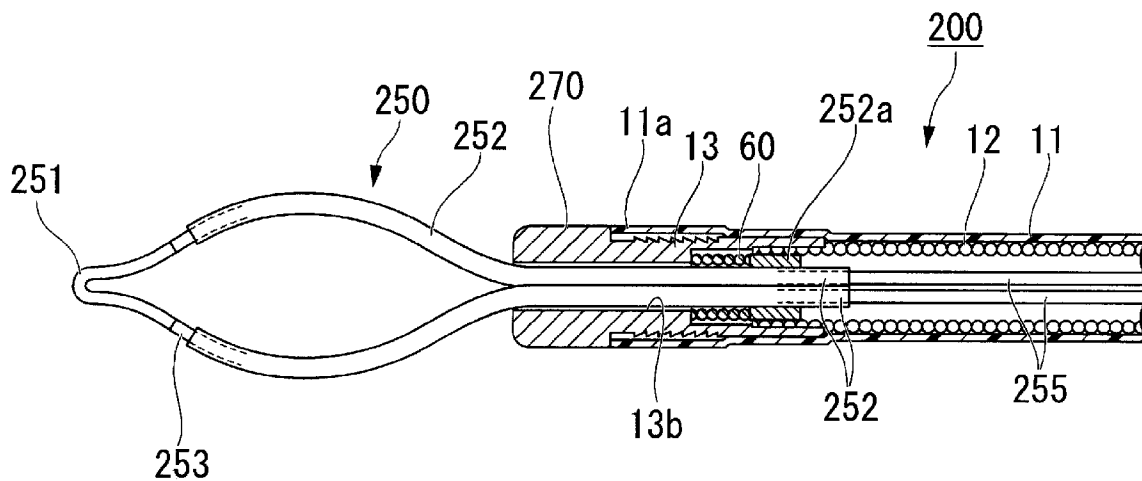
[圖17]



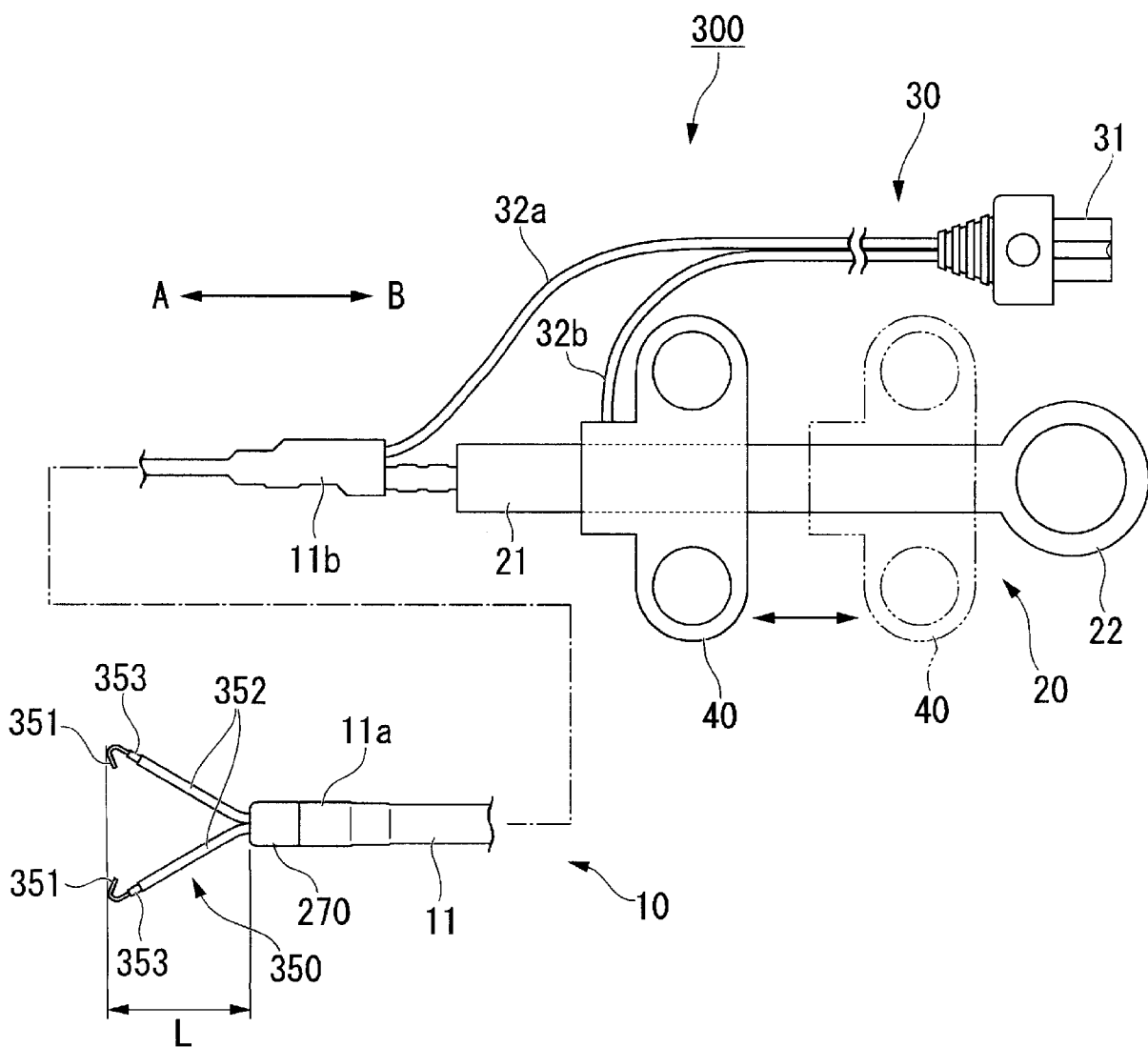
[圖18A]



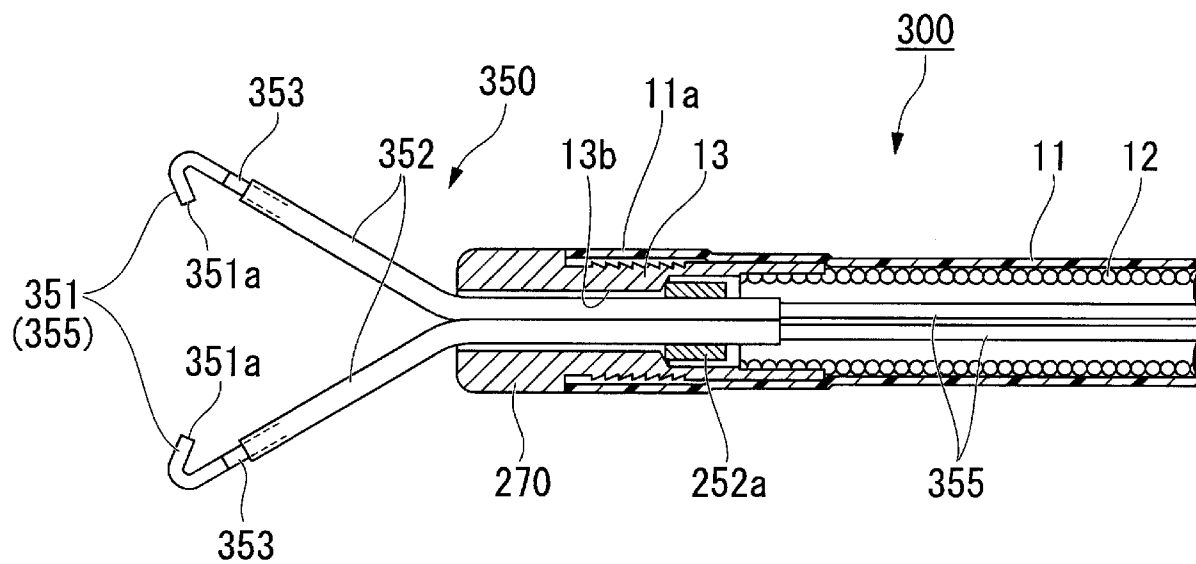
[18B]



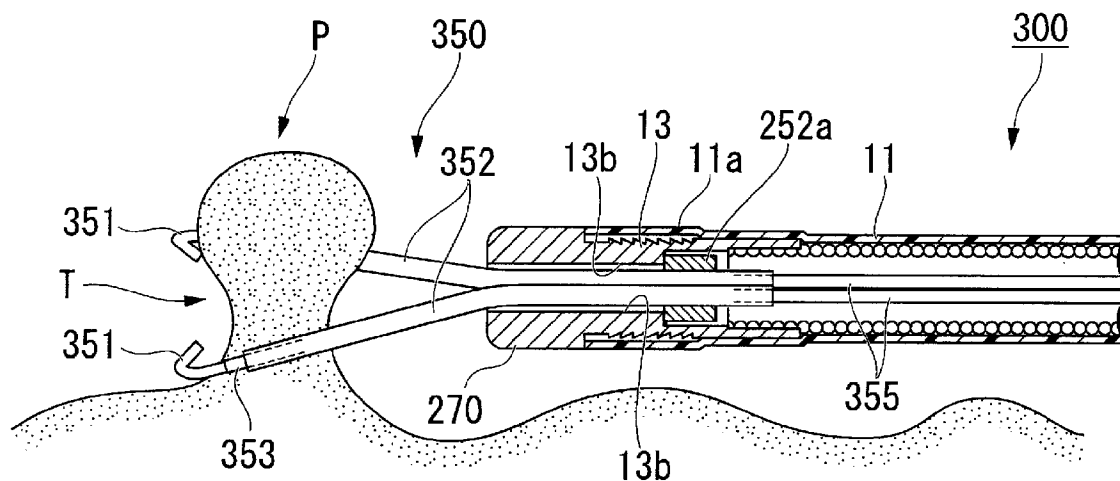
[19]



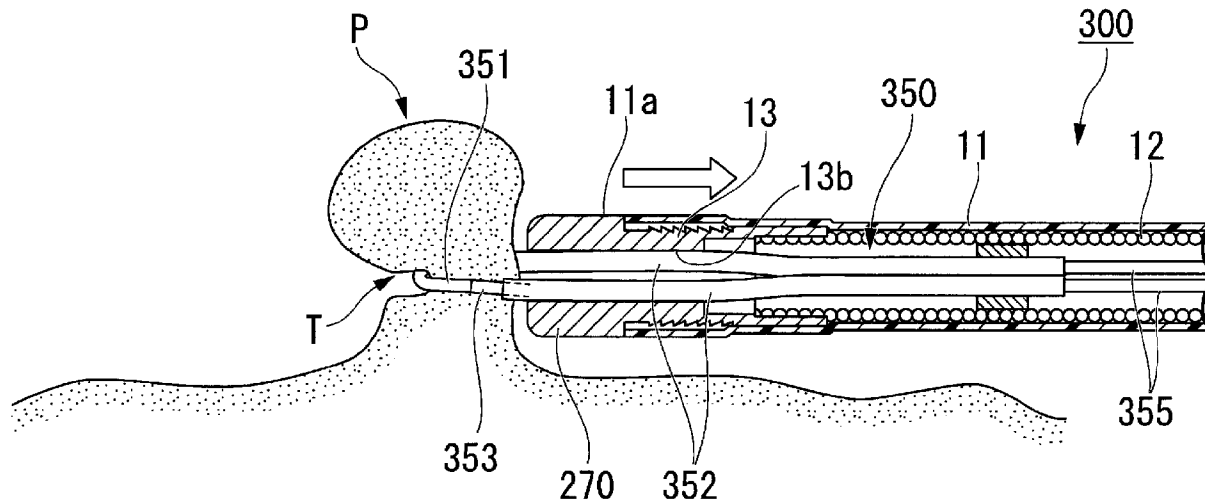
[図20]



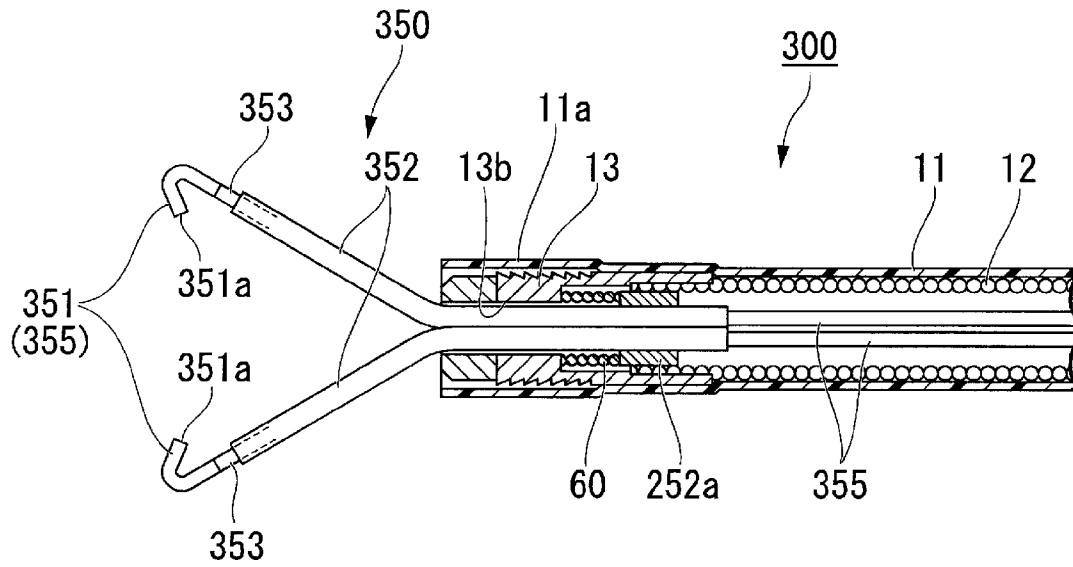
[図21]



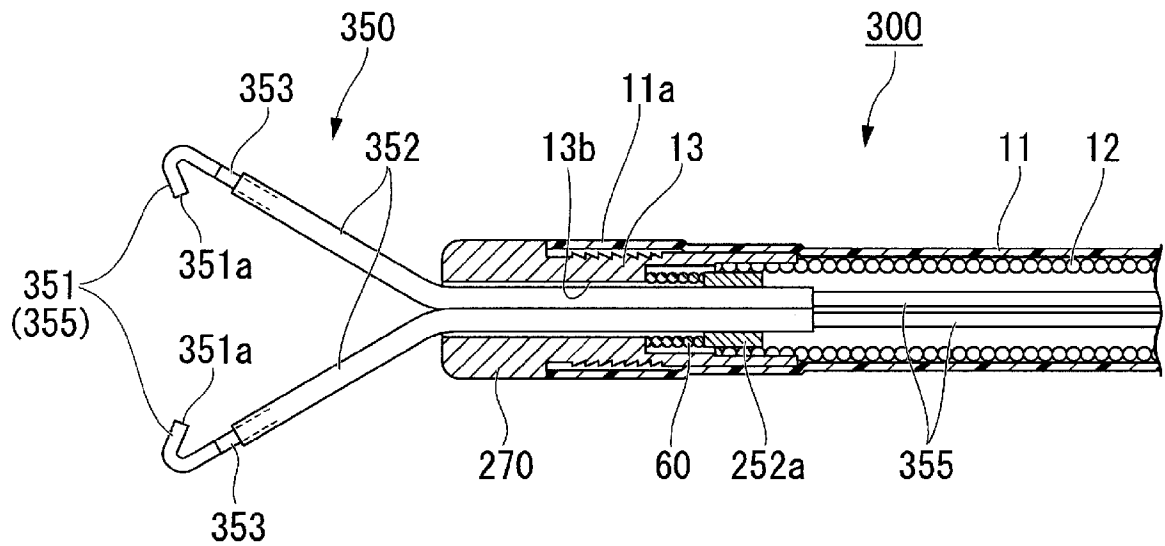
[図22]



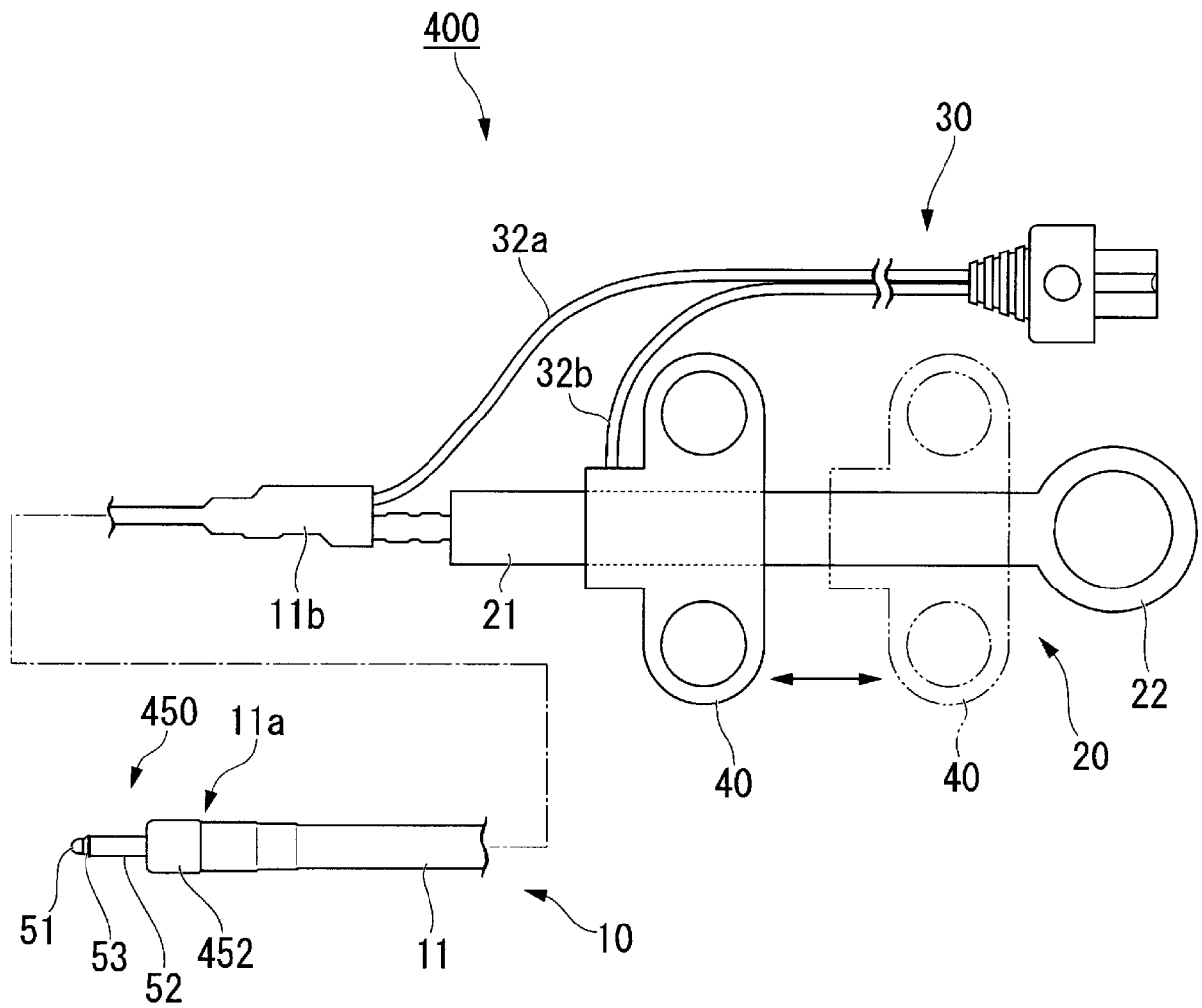
[図23A]



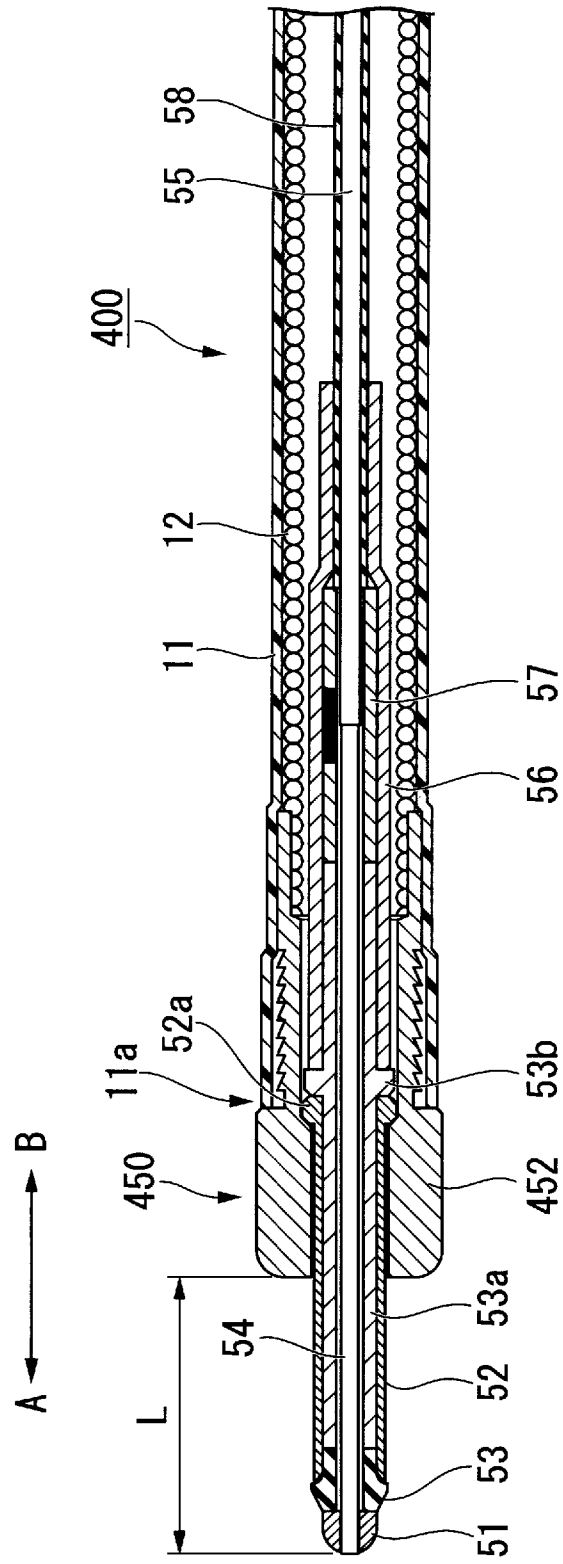
[図23B]



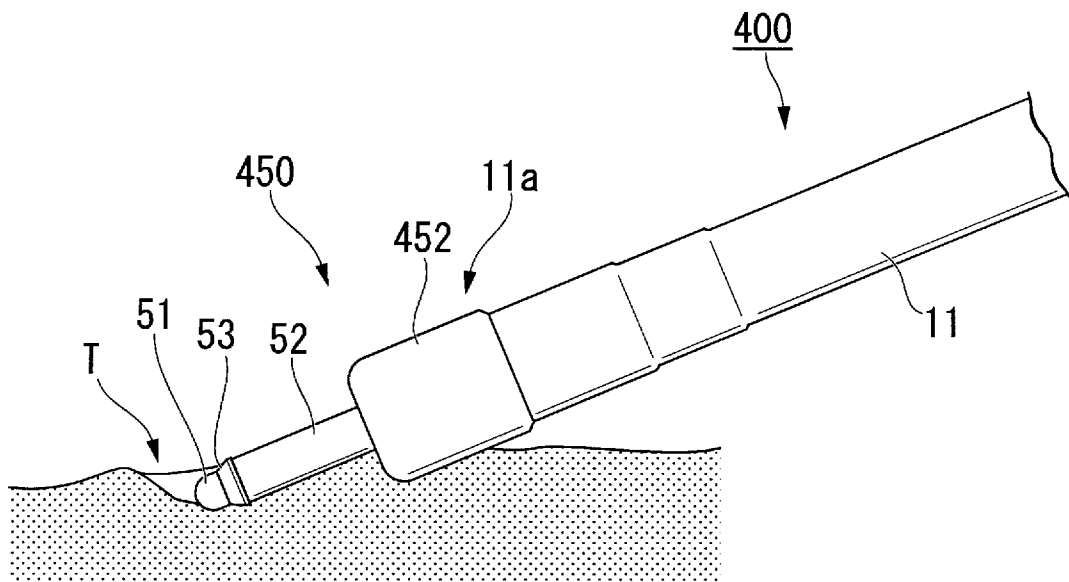
[図24]



[図25]



[図26]





**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.  
PCT/JP2010/071985

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B18/12(2006.01) i, A61B18/14(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B18/12, A61B18/14		
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      1996-2011 Kokai Jitsuyo Shinan Koho              1971-2011      Toroku Jitsuyo Shinan Koho      1994-2011		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2005-144142 A (Jon C. Garito, Alan G. Ellman), 09 June 2005 (09.06.2005), paragraphs [0021], [0033]; fig. 11 & US 2005/0107779 A1              & EP 1532935 A1 & KR 10-2005-0048464 A	1, 2, 3, 8 7 10
Y	JP 2002-224135 A (Nippon Zeon Co., Ltd.), 13 August 2002 (13.08.2002), paragraph [0024]; fig. 2 (Family: none)	7
X A	JP 2002-514097 A (Arthrocare Corp.), 14 May 2002 (14.05.2002), page 34, line 27 to page 36, line 25; fig. 2, 8A, 8B & US 5902272 A                              & WO 1998/003117 A1	1, 8, 9 5, 6
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 08 March, 2011 (08.03.11)		Date of mailing of the international search report 15 March, 2011 (15.03.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/071985

## 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	JP 2006-280662 A (Nippon Zeon Co., Ltd.), 19 October 2006 (19.10.2006), paragraphs [0021], [0033] to [0037]; fig. 2, 3 (Family: none)	7 9
X Y	JP 2006-512959 A (Gyrus Medical Ltd.), 20 April 2006 (20.04.2006), paragraph [0043]; fig. 2A, 2B & US 2004/0138654 A1 & WO 2004/062516 A1	1, 9 8
X Y	JP 9-140723 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 03 June 1997 (03.06.1997), paragraphs [0021] to [0028]; fig. 4 (Family: none)	1, 9 8
A	JP 2007-535972 A (Boston Scientific Ltd.), 13 December 2007 (13.12.2007), fig. 1B, 7I & US 2006/0079873 A1 & WO 2005/079901 A	2, 3
A	JP 2004-167081 A (Olympus Corp.), 17 June 2004 (17.06.2004), fig. 3 & US 2004/0210215 A1	2-4
A	JP 2009-112794 A (Takafumi TOYONAGA, Fujinon Corp.), 28 May 2009 (28.05.2009), fig. 3, 14 & US 2009/0105739 A1 & EP 2050409 A1	2
A	JP 2009-254650 A (Fujinon Corp.), 05 November 2009 (05.11.2009), paragraph [0031]; fig. 10 (Family: none)	2, 3

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2010/071985

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

- 1.  Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
- 2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
  
- 3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:  
See extra sheet

- 1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
- 2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
- 3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
- 4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

- Remark on Protest**
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
  - The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
  - No protest accompanied the payment of additional search fees.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2010/071985

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

Document 1 (JP 2005-144142 A (Jon C. Garito, Alan G. Ellman), 09 June 2005 (09.06.2005), paragraphs [0021], [0033]; fig. 11) discloses that a tubular housing 18, two electrodes 60, 62, an insulating region 66, and a wire that applies power to the electrodes are provided. Therefore, the invention of claim 1 is not considered to be novel in relation to the invention disclosed in document 1, and does not have a special technical feature. Consequently, the claims involve six inventions (group) having the following special technical features.

Note that the invention of claim 1 having no special technical feature is classified into Invention 1.

(Invention 1) the inventions of claims 1-5

An electrosurgical instrument in which a first electrode is formed so as to extend in the radially outward direction of a treatment section more than the outer diameter of a second electrode.

(Invention 2) the invention of claim 6

An electrosurgical instrument which is further provided with an extended second electrode that is electrically connected to a second electrode.

(Invention 3) the invention of claim 7

An electrosurgical instrument in which a sheath has an electro-conductive coil sheath inside, and the coil sheath functions as a part of a second conductive section.

(Invention 4) the invention of claim 8

An electrosurgical instrument which is further provided with a second insulator that hides at least a part of the outer surface of a second electrode in such a manner that a part on the tip side of the second electrode is exposed with an area that is approximately equal to the surface area of a first electrode.

(Invention 5) the invention of claim 9

An electrosurgical instrument in which a first electrode is a part of an annular snare loop having electrical conductivity.

(Invention 6) the invention of claim 10

An electrosurgical instrument in which a first electrode is two-legged forceps having a pair of elastic grip sections that extend in the direction from the base end to the tip, and are capable of making a switching operation with the base end as the center of the switching.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2010/071985

Claim 4 involves all electrosurgical instruments which are provided with the technical feature that "an extension section that is formed so as to extend in the radially outward direction of a second electrode is provided to the distal end of the second electrode. For example, the scope of the invention involves not only an extension section 552a as shown in fig. 11, but also the extension section 552a and an insulator 553 that are not directly in contact with each other, and the extension section 552a and the insulator 553 that are separated from each other.

However, it cannot be said that the description discloses so far as such things; thus claim 4 is not fully supported by the description.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))  
 Int.Cl. A61B18/12(2006.01)i, 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. A61B18/12, 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 1971-2011年  
 日本国実用新案登録公報 1996-2011年  
 日本国登録実用新案公報 1994-2011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 A	JP 2005-144142 A (ジョン シー ガリト、アラン ジー エルマン) 2005.06.09, 段落【0021】、【0033】、図11 & US 2005/0107779 A1 & EP 1532935 A1 & KR 10-2005-0048464 A	1, 2, 3, 8 7 10
Y	JP 2002-224135 A (日本ゼオン株式会社) 2002.08.13, 段落【0024】、図2 (ファミリーなし)	7

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。

<p>* 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</p>	<p>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                  「&amp;」同一パテントファミリー文献</p>
---	---

国際調査を完了した日 08.03.2011	国際調査報告の発送日 15.03.2011
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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) 沖田 孝裕 電話番号 03-3581-1101 内線 3346

## 第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1.  請求項 \_\_\_\_\_ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
  
2.  請求項 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
  
3.  請求項 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところこの国際調査機関は認めた。  
特別ページ参照。

1.  出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2.  追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3.  出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4.  出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

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
X A	JP 2002-514097 A (アースロケア コーポレイション) 2002.05.14, 第34頁第27行-第36頁第25行、図2、8A、8B & US 5902272 A & WO 1998/003117 A1	1, 8, 9 5, 6
Y A	JP 2006-280662 A (日本ゼオン株式会社) 2006.10.19, 段落【00 21】、【0033】-【0037】、図2、3 (ファミリーなし)	7 9
X Y	JP 2006-512959 A (ジャイラス メディカル リミテッド) 2006.04.20, 段落【0043】、図2A、2B & US 2004/0138654 A1 & WO 2004/062516 A1	1, 9 8
X Y	JP 9-140723 A (オリンパス光学工業株式会社) 1997.06.03, 段落【0 021】-【0028】、図4 (ファミリーなし)	1, 9 8
A	JP 2007-535972 A (ボストン サイエントフィック リミテッド) 2007.12.13, 図1B、7I & US 2006/0079873 A1 & WO 2005/079901 A	2, 3
A	JP 2004-167081 A (オリンパス株式会社) 2004.06.17, 図3 & US 2004/0210215 A1	2-4
A	JP 2009-112794 A (豊永高史、フジノン株式会社) 2009.05.28, 図 3、14 & US 2009/0105739 A1 & EP 2050409 A1	2
A	JP 2009-254650 A (フジノン株式会社) 2009.11.05, 段落【003 1】、図10 (ファミリーなし)	2, 3

## 第Ⅲ欄について

文献1 (JP 2005-144142 A (ジョン シー ガリト、アラン ジー エルマン)2005.06.09, 段落【0021】、【0033】、図11)には、管状ハウジング18、2つの電極60、62、絶縁の領域66、及び、電極に通電を行うワイヤを備える点が記載されている。したがって、請求項1に係る発明は、文献1に記載された発明に対して新規性が認められず、特別な技術的特徴を有しない。したがって、請求の範囲には、以下の特別な技術的特徴を有する6の発明(群)が含まれる。

なお、特別な技術的特徴を有しない請求項1に係る発明は、発明1に区分する。

(発明1) 請求項1-5に係る発明

第一電極は、第二電極の外径以上に処置部の径方向外側に膨出して形成されている電気手術用処置器具。

(発明2) 請求項6に係る発明

第二電極と電氣的に接続された拡大第二電極をさらに備える電気手術用処置器具。

(発明3) 請求項7に係る発明

シースは電気伝導性のコイルシースを内部に有し、コイルシースが第二導電部の一部として機能する電気手術用処置器具。

(発明4) 請求項8に係る発明

第二電極の先端側の一部を第一電極の表面積と略等しい面積で露出させるように第二電極の外面の少なくとも一部を隠す第二絶縁体をさらに電気手術用処置器具。

(発明5) 請求項9に係る発明

第一電極は、電気伝導性を有する環状のスネアールプの一部である電気手術用処置器具。

(発明6) 請求項10に係る発明

第一電極は、基端から先端方向に延び基端を開閉の中心として開閉動作可能な一对の弾性把持部を有する二脚鉗子である電気手術用処置器具。

請求項4は、「第二電極の遠位端には、前記第二電極の径方向外側に延びて形成された延出部が設けられている」という事項を備えるあらゆる電気手術用処置器具を包含するものである。例えば、図11に図示されているような延出部552aのみならず、延出部552aと絶縁体553が直接は接触せず、延出部552aと絶縁体553とが離間しているようなものまで発明の範囲に含まれる。

しかしながら、明細書にはそのようなものまで開示されているとはいえず、請求項4は明細書によって十分に裏付けされていない。