(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
2020年6月18日(18.06.2020)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2020/121394 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 17/128 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2018/045421

(22) 国際出願日： 2018年12月11日(11.12.2018)

(25) 国際出願の言語： 日本語

(26) 国際公開の言語： 日本語

(71) 出願人: オリンパス株式会社 (**OLYMPUS CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町２９５１番地 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 吉井 利博 (**YOSHII Toshihiro**); 〒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).

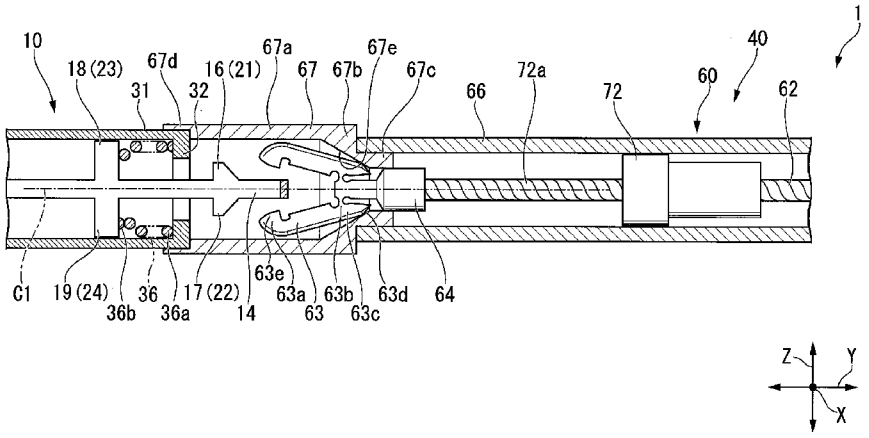
(74) 代理人: 松沼 泰史, 外 (**MATSUNUMA Yasushi** et al.); 〒1006620 東京都千代田区丸の内一丁目９番２号 Tokyo (JP).

(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, 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, 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,

(54) **Title:** MEDICAL DEVICE

(54) 発明の名称： 医療機器

[図5A]



(57) **Abstract:** A clip device according to the present invention is a medical device comprising a clip unit which transitions between an open mode and a closed mode, a power transmission member which manipulates the clip unit, a link member which causes engagement of the clip unit and the power transmission member, and a release mechanism which causes the engagement of the clip unit and the power transmission member to be released, wherein the power transmission member causes the link member to move and come into contact with the release mechanism, whereby the engagement of the power

WO 2020/121394 A1

[続葉有]

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))

transmission member and the clip unit is released.

(57) 要約:本クリップ装置は、開形態と閉形態とに遷移するクリップユニットと、前記クリップユニットを操作する動力伝達部材と、前記クリップユニットと前記動力伝達部材とを係合させるリンク部材と、前記クリップユニットと前記動力伝達部材との係合を解除させるリリース機構と、を備え、前記動力伝達部材が前記リンク部材を移動させて前記リリース機構と当接することにより、前記動力伝達部材と前記クリップユニットとの係合が解除される医療機器。

明　細　書

発明の名称 ： 医療機器

技術分野

[0001] 本発明は、体内の標的組織を処置するための医療機器（より詳しくは結紮装置、さらに詳しくはクリップ装置）に関する。

背景技術

[0002] 従来、組織に形成された開口や血管などを結紮するために、内視鏡のチャンネルを経由して患者体内に導入される医療機器が用いられている。このような医療機器としては、例えば、特許文献１に記載された内視鏡処置具が知られている。

[0003] 特許文献１に記載の内視鏡処置具は、クリップユニットと、処置具本体とを有している。

クリップユニットは、クリップ本体と、押さえ管と、つる巻きバネとを有している。クリップ本体は、第一アームおよび第二アームから構成されたアーム部材を有している。アーム部材は、自然状態において、第一アームの先端と第二アームの先端との間に距離を空けて離間している。

処置具本体は、外套管と、挿入部と、操作部材とを有している。挿入部は、外套管内に進退可能に挿通され、シースと、操作ワイヤと、連結部材とを有している。連結部材は、クリップ本体と操作ワイヤとを連結するために設けられている。操作部材は、挿入部の基端側に取付けられており、操作部本体と、スライダと、破断機構とを有している。スライダは、操作部本体のスリットに係合することで、操作部本体に対して、前進および後退することができる。破断機構は、操作部に内蔵されている。破断機構に作用する引張り力量が所定の引張強度以上に達すると、破断機構が破断する。

[0004] 特許文献１に記載の内視鏡処置具によれば、操作者がスライダを先端側へ押し込むことにより、アーム部材が標的組織に向かって前進し、第一アームおよび第二アームの間の隙間に標的組織が位置する。そして、操作者は、内

視鏡を用いて標的組織の周辺を観察しながら、スライダを基端側へ引くことにより、第一アームと第二アームとを閉じて、標的組織を把持することができる。操作者は、さらに操作ワイヤを基端側へ牽引し続けると、クリップ本体と押さえ管とが係合し、標的組織を把持したまま一体化した構成になる。この状態において、操作者がスライダをさらに基端側へ引くことにより、破断機構に作用する力量が所定の引張強度以上に達すると、破断機構が破断する。その結果、標的組織がクリップユニットに把持されたことを操作者に知らせると同時に、クリップユニットを体内に留置することができる。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：日本国特許５７５０６２０号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 特許文献１に記載された内視鏡処置具では、破断機構の所定の引張強度がアーム部材を閉じるために操作ワイヤを引き戻す力量以上に設定される必要がある。しかしながら、硬い標的組織を処置する際、標的組織が把持された際の反発力が大きくなるため、アーム部材を閉じるために必要な力量も増大する。このため、破断機構の所定の引張強度は、さらに大きく設定する必要がある。その結果、特許文献１に記載された内視鏡処置具の操作性が低下する。

[0007] また、蛇行した状態で体内に挿入された内視鏡のチャンネルを経由してクリップユニットを体内に挿入する際、操作ワイヤの力量伝達性の低下によって、操作者が操作ワイヤを引き戻すのに必要な力量がさらに増大する。このため、特許文献１に記載された内視鏡処置具では、破断機構の所定の引張強度は、格段に増大する可能性がある。その結果、特許文献１に記載された内視鏡処置具の操作性がさらに低下する可能性がある。

[0008] このため、特許文献１に記載された内視鏡処置具では、異なる物性（硬さ

）の標的組織を把持して処置する場合、高い把持力および操作性の両方を維持することは難しい。

[0009] 本発明は、このような課題に鑑みてなされたものであって、異なる物性（硬さ）の標的組織に対して、高い把持力および操作性の両方を維持しながら処置することができる医療機器を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0010] 本発明の第一の態様に係る医療機器は、一対のアームから構成され、前記一対のアームが離間した開形態と前記一対のアームが閉じた閉形態とに遷移するクリップユニットと、前記クリップユニットを操作する動力伝達部材と、前記クリップユニットと前記動力伝達部材とを係合させるリンク部材と、前記クリップユニットと前記動力伝達部材との係合を解除させるリリース機構と、を備え、前記リンク部材は、前記クリップユニットが前記開形態にあるときに、第一の位置に配置され、前記クリップユニットが前記閉形態にあるときに、第二の位置に配置され、前記動力伝達部材の操作により、前記リンク部材が前記第一の位置から前記第二の位置に移動でき、前記リンク部材が前記動力伝達部材によって前記第二の位置に移動させて前記リリース機構と当接することにより、前記リンク部材による前記動力伝達部材と前記クリップユニットとの係合が解除される。

[0011] 本発明の第二の態様によれば、上記第一の態様に係る医療機器において、前記クリップユニットが前記開形態にあるときに、前記リンク部材は、前記リリース機構と離間した位置に配置されてもよい。

[0012] 本発明の第三の態様によれば、上記第二の態様に係る医療機器において、前記クリップユニットは、前記閉形態から前記開形態への遷移を規制するロック機構をさらに備え、前記ロック機構によって前記クリップユニットの前記閉形態から前記開形態への前記遷移が規制され状態において、前記リンク部材は、前記動力伝達部材によって移動されて前記リリース機構と接触してもよい。

[0013] 本発明の第四の態様によれば、上記第一の態様に係る医療機器において、

前記リリース機構は、前記リンク部材の少なくとも一部が挿入できる内径を有するシースを備え、前記リンク部材は、前記動力伝達部材の長手軸に交差する方向に延びて形成された変形部と、前記変形部から前記クリップユニット側に向かって延びて形成されたレッグと、前記変形部から前記動力伝達部材側に向かって延びて形成されたテールと、を備え、前記クリップユニットと前記動力伝達部材は、互いに係合する係合形態と、互いの係合が解除されて離間する離間形態とを有し、

前記リンク部材は、前記テールが前記シースの内周面と接触することで、前記クリップユニットと前記動力伝達部材とを前記係合形態から前記離間形態へ遷移してもよい。

[0014] 本発明の第五の態様によれば、上記第四の態様に係る医療機器において、前記リンク部材は、前記テールが前記シースの前記内周面に接触することにより、前記レッグが前記長手軸から離間する方向に移動し変形してもよい。

[0015] 本発明の第六の態様によれば、上記第五の態様に係る医療機器において、前記シースは、前記内周面の一部がテーパー形状に形成され、前記リンク部材は、テーパー形状の前記内周面に接触することにより、前記レッグが前記長手軸から離間する方向に移動し変形してもよい。

[0016] 本発明の第七の態様によれば、上記第四の態様に係る医療機器において、前記変形部は、前記レッグ及び前記テールの剛性よりも低い剛性を有してもよい。

[0017] 本発明の第八の態様によれば、上記第四の態様に係る医療機器において、前記リンク部材は、前記動力伝達部材の前記長手軸に交差する方向において前記変形部と反対側に延びて形成された第二変形部と、前記第二変形部から前記クリップユニット側に向かって延びて形成された第二レッグと、前記第二変形部から前記動力伝達部材側に向かって延びて形成された第二テールと、をさらに備え、前記リンク部材は、前記テール及び前記第二テールが前記シースの前記内周面に接触することにより、前記レッグ及び前記第二レッグが互いに離間する方向に移動して変形し、前記クリップユニットと前記動力

伝達部材とを前記係合形態から前記離間形態へ遷移してもよい。

[0018] 本発明の第九の態様によれば、上記第八の態様に係る医療機器において、前記リンク部材は、テーパー形状に形成された前記内周面における前記シースの最小内径と略同等の外径を有し、筒状に形成されたガイド部材をさらに備え、

前記ガイド部材が前記シース内に配置されることにより、前記テール及び前記第二テールがほぼ同時に前記シースの前記内周面に接触してもよい。

[0019] 本発明の第十の態様によれば、上記第四の態様に係る医療機器において、前記クリップユニットは、筒状に形成され、前記一対のアームが挿入される中空の押さえ管と、前記一対のアームおよび前記押さえ管を係合させる弾性部材と、をさらに備え、前記弾性部材は、前記ロック機構によって前記クリップユニットの前記閉形態から前記開形態への前記遷移が規制され状態において、さらに弾性変形することができ、前記クリップユニットと前記動力伝達部材とが前記係合形態から前記離間形態へ遷移されると、前記弾性部材の弾性力により、前記長手軸に沿って前記クリップユニットを前記動力伝達部材から離間させてもよい。

[0020] 本発明の第十一の態様によれば、上記第四の態様に係る医療機器において、前記リンク部材は、前記シースのテーパー形状の前記内周面に対向して形成された外周面を有し、前記リンク部材の前記外周面および前記長手軸が成す角度と、前記シースのテーパー形状の前記内周面および前記長手軸が成す角度とは異なる値であってもよい。

発明の効果

[0021] 医療機器の上記各態様によれば、異なる物性（硬さ）の標的組織に対して、高い把持力および操作性の両方を維持しながら処置することができる。

図面の簡単な説明

[0022] [図1A]本発明の一実施形態に係る医療機器の先端部を模式的に示す側面断面図である。

[図1B]本実施形態に係る医療機器を模式的に示す平面断面図である。

[図2A]本実施形態に係る医療機器の先端部を模式的に示す側面断面図である。

[図2B]本実施形態に係る医療機器を模式的に示す平面断面図である。

[図3A]本実施形態に係る医療機器の先端部を模式的に示す側面断面図である。

[図3B]本実施形態に係る医療機器を模式的に示す平面断面図である。

[図4A]本実施形態に係る医療機器の先端部を模式的に示す側面断面図である。

[図4B]本実施形態に係る医療機器を模式的に示す平面断面図である。

[図4C]図４Ａにおける医療機器の先端部の一部の拡大図である。

[図5A]本実施形態に係る医療機器の先端部を模式的に示す側面断面図である。

[図5B]本実施形態に係る医療機器を模式的に示す平面断面図である。

[図5C]図５Ａにおける医療機器の先端部の一部の拡大図である。

[図6A]本実施形態に係る医療機器の先端部を模式的に示す側面断面図である。

[図6B]本実施形態に係る医療機器を模式的に示す平面断面図である。

[図7A]本実施形態に係る医療機器の先端部を模式的に示す側面断面図である。

[図7B]本実施形態に係る医療機器を模式的に示す平面断面図である。

[図8A]本実施形態の一変形例に係る医療機器の先端部の一部を模式的に示す側面断面図である。

[図8B]本変形例に係る医療機器の先端部の一部を模式的に示す側面断面図である。

[図9]本発明の医療機器と従来の内視鏡処置具との比較結果を示す図である。

[図10]本実施形態に係る医療機器のクリップユニットの一変形例を示す図である。

[図11]本実施形態に係る医療機器のクリップユニットの一変形例を示す図で

ある。

発明を実施するための形態

[0023] 以下、本発明の一実施形態に係る医療機器（結紮装置、クリップ装置）の構成を図１Ａから図７Ｂを参照し説明する。

本実施形態に係る医療機器１は、図示しない内視鏡に形成されたチャンネルを通して患者の体内に挿入されて使用される。本明細書において、操作者が内視鏡を操作するための内視鏡操作部が位置する側を基端側と定義し、体内に挿入された内視鏡挿入部の先端部が位置する側を先端側と定義する。

[0024] 図１Ａおよび図１Ｂに示すように、医療機器１は、クリップユニット（以下、「クリップ」と略称する）１０と、処置具本体（アプリケータ）４０とを有して構成されている。クリップ１０は、処置具本体４０の先端部に着脱可能に連結されているが、これに限らない。例えば、本実施形態に係るクリップ１０は、予め処置具本体４０に連絡されており、処置具本体４０の先端部から離脱可能に構成されてもよい。

[0025] 図１Ａおよび図１Ｂは、クリップ１０の軸線（中心軸線）Ｃ１を通る平面による断面図である。図１Ａに示すように、クリップ１０の後述するアーム部材１１の一対のアームが対向する対向方向Ｘ、クリップ１０の軸線Ｃ１に平行な軸線方向Ｙ、そして対向方向Ｘおよび軸線方向Ｙのそれぞれに直交する直交方向Ｚを定義する。

[0026]（クリップ１０の構成）

クリップ１０は、図１Ａおよび図１Ｂに示すように、アーム部材１１と、押さえ管３１と、弾性部材（つる巻きバネ、バネ）３６とを備えて構成されている。

押さえ管３１は、筒状（好ましくは円筒状）に形成され、アーム部材１１の基端部が進入できる内径を有する。すなわち、押さえ管３１には、後述する第一アーム１２および第二アーム１３を有するアーム部材１１が進入可能なルーメンが形成されている。弾性部材３６は、押さえ管３１のルーメン内部に配置されている。

[0027] アーム部材１１は、第一アーム１２と、第二アーム１３と、中央部１４とを有している。第一アーム１２及び第二アーム１３は、基端側から先端側に向けて延びるとともに互いに対向して配置されている。中央部１４は、第一アーム１２の基端部と第二アーム１３の基端部との間に位置する。図１Ｂに示すように、第一アーム１２と第二アーム１３とは、軸線Ｃ１に対して線対称の位置に形成されている。

[0028] 第一アーム１２および第二アーム１３は、自然状態において、互いに離間し、かつ、基端側から先端側に向かう方向に沿って、互いの間の距離が大きくなる。本明細書において、「自然状態」とは、アーム部材１１に外力が作用しない状態を意味する。例えば、アーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１３に押さえ管３１の内壁による力が作用しない状態は、自然状態である。第一アーム１２の先端部には、第二アーム１３側に向かって延びる爪が形成されている。第二アーム１３の先端部には、第一アーム１２側に向かって延びる爪が形成されている。

[0029] 第一アーム１２および第二アーム１３は、先端側における長手方向に直交する断面形状が、円弧状となり、丸みをもった形状に形成されている。より詳しくは、第一アーム１２および第二アーム１３の外面における後述する直交方向Ｚの中央部が、外側に向かって凸部となる曲面状に形成されている。

第一アーム１２および第二アーム１３は、このように構成されることで、曲げに対する強度が向上するとともに、後述する外套管５０に対する摩擦抵抗を減少し、スムーズに進退することができる。

[0030] 図１Ａに示すように、第一アーム１２の基端部には、二つの第一被係止部１６、１７が設けられている。第一被係止部１６、１７は、軸線Ｃ１に平行な基準面上を、第一アーム１２の側面から直交方向Ｚに突出して設けられている。第一被係止部１６、１７は、互いに逆となる向きに突出している。図１に示すように、第一被係止部１６と第一被係止部１７とは、軸線Ｃ１に対して線対称である。

[0031] 図１Ａに示すように、第一被係止部１６の基端面は、先端側に向かうにした

がって第一アーム１２（中心軸線Ｃ１）から離間し、傾斜している。第一被係止部１６の先端面は、軸線方向Ｙに直交している。第一被係止部１７の基端面と第一被係止部１６の基端面とは、軸線Ｃ１に対して線対称である。第一被係止部１７の先端面と第一被係止部１６の先端面とは、軸線Ｃ１に対して線対称である。

[0032] 図１Ａおよび図１Ｂに示すように、第一アーム１２における第一被係止部１６、１７よりも先端側には、二つの突部１８、１９が設けられている。図１Ａに示すように、突部１８、１９は、第一アーム１２の側面から直交方向Ｚに突出している。突部１８と突部１９とは、平面視において軸線Ｃ１に対して線対称である。突部１８、１９が第一アーム１２から突出する長さは、第一被係止部１６、１７が第一アーム１２から直交方向Ｚに突出する長さよりも長くてもよい。

[0033] 図１Ｂに示すように、第二アーム１３には、第一アーム１２の第一被係止部１６、１７、突部１８、１９と同様に形成された第二被係止部２１、２２、突部２３、２４が設けられている（第二被係止部２２および突部２４は非図示）。すなわち、第二被係止部２１、２２は、第二アーム１３の側面から第一アーム１２に対して離間する方向である直交方向Ｚに突出している。突部２３、２４は、第二アーム１３における第二被係止部２１、２２よりも先端側に、第二アーム１３の側面から直交方向Ｚに突出する。第二被係止部２１、２２、並びに突部２３、２４と、第一被係止部１６、１７並びに突部１８、１９とは、対向方向Ｘにそれぞれ並べて配置されている。図１Ａに示すように、第二被係止部２１、２２がそれぞれ第一被係止部１６、１７に重なり、突部２３、２４がそれぞれ突部１８、１９に重なる。

[0034] アーム部材１１を含め、クリップ１０を構成するこれらの部材は、例えばコバルトクロム合金やチタン、ステンレス鋼などの材料から形成されている。クリップ１０は、ＭＲＩ（核磁気共鳴画像法）透視下で観察できる。

アーム部材１１は、例えば、コバルトクロム合金などで形成された板材を、第一アーム１２および第二アーム１３、中央部１４、第一被係止部１６、

１７、第二被係止部２１、２２、突部１８、１９、２３、２４を平面状に展開した形状に打抜くことで形成される。図１Ｂに示すように、アーム部材１１は、この打抜いた部材を、第一アーム１２と中央部１４との接続部、および第二アーム１３と中央部１４との接続部で折り曲げて、側面視でＣ字状となり、一体に形成される。

アーム部材１１の第一アーム１２と第二アーム１３とは、それぞれの先端が互いに離間する方向、すなわち、アーム部材１１が開く方向へ移動する弾性復元力を有する。

[0035] 図１Ａおよび図１Ｂに示すように、押さえ管３１の基端部の内壁には、全周にわたり係止部３２が突出している。係止部３２内には、第一アーム１２における突部１８、１９よりも基端側の部分、第二アーム１３における突部２３、２４よりも基端側の部分、および中央部１４が挿通可能である。

本実施形態において、アーム部材１１の第一被係止部１６、１７および第二被係止部２１、２２と、押さえ管３１の係止部３２とは、後述するように、クリップ１０の閉形態から開形態への遷移を規制するロック機構である。

[0036] 図１Ａおよび図１Ｂに示すように、押さえ管３１の先端部の内壁には、テーパー面３１ａが全周にわたり形成されている。テーパー面３１ａは、先端側に向かうにしたがって拡径している。

本実施形態に係るクリップ１０のアーム部１１は、第一アーム１２と第二アーム１３とのそれぞれの先端が互いに離間する方向へ移動する弾性復元力を有する。そのため、図示していないが、外套管５０が基端側へ移動し、クリップ１０の第一アーム１２および第二アーム１３が外套管５０の内壁に当接する状態を解除すると、第一アーム１２および第二アーム１３が押さえ管３１の先端部の内壁に設けられたテーパー面３１ａに当接しながら開き幅が増大し、開く状態になる。その結果、第一アーム１２と第二アーム１３との弾性復元力により、アーム部１１は押さえ管３１から突出する方向に付勢される。すなわち、第一アーム１２と第二アーム１３との弾性復元力には、アーム部１１を先端側へ移動させる作用がある。

押さえ管３１および係止部３２は、例えば６４チタン合金（Ｔｉ－６ＡＬ－４Ｖ）、コバルトクロム合金などの材料で一体に形成されている。

[0037] 図３Ａに示すように、弾性部材３６の先端部には、座巻き部３６ｂが設けられている。座巻き部３６ｂは、弾性部材３６の他の部分よりも内径が小さく形成されている。

弾性部材３６は、押さえ管３１内に収容された状態で、先端部が突部１８、１９、２３、２４に係止されるとともに基端部が係止部３２に係止されている。弾性部材３６の基端部と係止部３２とは、溶着などにより固定してもよい。

弾性部材３６内には、第一アーム１２における突部１８、１９よりも基端側の部分、第二アーム１３における突部２３、２４よりも基端側の部分、および中央部１４が挿通可能である。突部１８、１９、２３、２４が基端側に移動したときに、突部１８、１９、２３、２４は、弾性部材３６の座巻き部３６ｂに係止される。一方、突部１８、１９、２３、２４が基端側に移動したときに、弾性部材３６は、軸線方向Ｙにおいて、突部１８、１９、２３、２４によって圧縮される。弾性部材３６が圧縮されると、軸線方向Ｙにおいて、アーム部材１１を押さえ管３１内から押し出す弾性力が発生する。

弾性部材３６が座巻き部３６ｂを備えない場合でも、弾性部材３６の先端にワッシャなどの別部材を取付けることで同様の効果が得られる。

[0038] （処置具本体４０の構成）

続いて、処置具本体４０の構成を説明する。

図１Ａおよび図１Ｂに示すように、処置具本体４０は、外套管５０と、挿入部６０と、操作部１００とを有している。挿入部６０は、外套管５０内に進退可能である。操作部１００は、挿入部６０の基端部に取付けられている。

[0039] 外套管５０は、例えばＰＴＦＥ（ポリテトラフルオロエチレン）といったフッ素樹脂や、ＨＤＰＥ（高密度ポリエチレン）等の樹脂材料で形成することができる。

[0040] 処置具本体４０の挿入部６０は、シース部６１（シース）と、動力伝達部材（操作ワイヤ、ワイヤ）６２と、リンク部材６３と、ガイド部材６４とを備えている。動力伝達部材６２は、シース部６１内に進退可能に挿通されている。リンク部材６３は、動力伝達部材６２の先端部に接続されている。

[0041] シース部６１は、コイルシース６６と、コイルシース６６の先端部に固定された先端部材６７とを有している。コイルシース６６は、例えば耐圧縮強度の高いＳＵＳ３０１などのステンレス鋼から形成される。コイルシース６６は、素線３６ａを軸線方向Ｙに密巻きに巻回して形成したコイルを用いることができる。コイルシース６６は、可撓性を有するとともに、軸線方向Ｙの圧縮力に強い。コイルシース６６の内径は、弾性部材３６の内径にほぼ等しい。

[0042] 先端部材６７は、例えばステンレス鋼などで筒状（好ましくは円筒状）に形成される。先端部材６７は、先端部６７ａ、斜面部６７ｂ、基端部６７ｃ、および支持部６７ｄから構成されている。本実施形態において、先端部６７ａの外径は、押さえ管３１の外径よりも大きくてもよい。また、基端部６７ｃの外径は、コイルシース６６の内径よりも小さくてもよい。斜面部６７ｂは、先端部６７ａおよび基端部６７ｃを連結し、かつ、先端側から基端側へ順次内径が縮径されて形成されている。すなわち、斜面部６７ｂには、先端側から基端側へ傾斜し、軸線Ｃ１との距離が小さくなるテーパー形状の内周面（斜面）６７ｅが形成されている。すなわち、斜面部６７ｂの内部に形成されたルーメンは、先端側から基端側へ向かって、内径が次第に減少する。

本実施形態において、先端部材６７の先端部６７ａの内部に形成されたルーメンは、少なくともリンク部材６３の一部が挿入できる内径を有する。テーパー形状の内周面６７ｅが形成されている先端部材６７の斜面部６７ｂは、後述するように、リンク部材６３の一対のテール６３ｃに当接することにより、リンク部材６３の一対のレッグ６３ａが閉じている状態を解除できる。すなわち、先端部材６７の斜面部６７ｂは、リンク部材６３とクリップ１

０との係合を解除する（リリースする）リリース機構である。

[0043] 本実施形態において、基端部６７ｃは、先端部材６７の斜面部６７ｂよりも基端側に位置して形成されている。基端部６７ｃの内部に形成されたルーメンの内径は、斜面部６７ｂの内部に形成されたルーメンの基端の内径、すなわち、斜面部６７の内部に形成されたルーメンの最小内径と同じであってもよい。本実施形態において、先端部材６７の基端部６７ｃの外周面にコイルシース６６の先端を係合させた状態で、先端部材６７とコイルシース６６とがレーザー溶接などにより固定されている。

[0044] 先端部材６７の先端部６７ａの内径は、後述するようにクリップ１０が係止状態になったときに、先端部材６７が第一被係止部１６、１７、第二被係止部２１、２２とかみ合うことが無い程度に大きくてもよい。また、後述するように、先端部材６７ａの内径は、リンク部材６３の一対のレッグ６３ａが開いた状態において、一対のレッグ６３ａのそれぞれの外周面が先端部材６７の内周面に当接しない程度の大きさを有してもよい。

[0045] 先端部材６７の先端側の内周面には、全周にわたり段差が形成されている。この段差においては、先端側を向く面が先端支持面（先端面）である。また、先端支持面よりも先端側に位置するのが支持部６７ｄである。本実施形態において、支持部６７ｄにおける内径は、押さえ管３１の外径よりもわずかに大きい。このため、先端部材６７の支持部６７ｄの内径は、押さえ管３１の基端を受容（受け入れる）可能である。この際、先端部材６７の先端支持面は、押さえ管３１の基端面に当接可能である。支持部６７ｄは、先端支持面に当接した押さえ管３１の外周面を支持することができる。

これらの構成により、支持部６７ｄに対するクリップ１０のぐらつきを極力小さく抑えることができる。また、支持部６７ｄに対するクリップ１０のある程度の傾きが生じた場合でも、クリップ１０が支持部６７ｄに接触することにより、クリップ１０がそれ以上傾かないように支持部６７ｄによって支持される。すなわち、クリップ１０が支持部６７ｄに対して微小に傾くことができる。このため、内視鏡のチャンネルなどの屈曲形状に対してもスム

ーズに医療機器１を挿入することができる。

[0046] 本実施形態において、動力伝達部材６２は、例えば金属製の単線や撚線で形成された操作ワイヤであってもよい。ただし、動力伝達部材６２は、この構成に限定されない。例えば、動力伝達部材６２は、剛性を有してロッド状に形成されてもよい。動力伝達部材６２は、先端が拡径部７２の基端部に接続されている。拡径部７２の先端部には、接続部材７２ａが接続されている。

拡径部７２は、例えば金属などで円筒状に形成されている。拡径部７２の外径は、コイルシース６６の内径よりも小さく、先端部材６７の基端部６７ｃの内径よりも大きい。

本実施形態において、接続部材７２ａは、拡径部７２とリンク部材６３とを接続するために設けられている。接続部材７２ａは、例えば、動力伝達部材６２と同じ構成を有してもよい。例えば、一本のワイヤにより接続部材７２ａを形成する場合、先端および基端がそれぞれリンク部材６３の基端および拡径部７２の先端にロウ付けや抵抗溶接などにより固定されていてもよい。

[0047] 図１Ａおよび図１Ｂに示すように、リンク部材６３は、先端側に一対の開閉可能なレッグ６３ａと、軸線Ｃ１に交差する方向に延びて形成される一対の変形部（支点部）６３ｂと、基端側に傾斜面が形成された一対のテール６３ｃとを有して形成されている。本実施形態において、リンク部材６３は、金属材料、例えば、ステンレス鋼によって一体的に形成されてもよい。

[0048] リンク部材６３の一対のレッグ６３ａは、変形部６３ｂから先端側、すなわち、クリップ１０側に向かって延びて形成されている。リンク部材６３が自然状態、すなわち、リンク部材６３に外力が作用しない状態において、一対のレッグ６３ａの先端が互いに接触あるいは接近する状態になる。また、一対のレッグ６３ａの基端側の部分は、互いに一定の距離を開けて離間し、内部空間が形成されている。この状態において、アーム部材１１の中央部１４が一対のレッグ６３ａの内部空間に位置し、且つ一対のレッグ６３ａの先

端側に形成された折り返し部６３ｅがアーム部材１１の中央部１４に係合する。これにより、図１Ａおよび図１Ｂに示すように、クリップ１０と挿入部６０のリンク部材６３とを連結することができる。

[0049] 変形部６３ｂは、リンク部材６３において、レッグ６３ａおよびテール６３ｃの間に形成されている。本実施形態において、変形部６３ｂは、例えば、動力伝達部材６２の長手軸に交差する方向に延びて形成されてもよい。リンク部材６３において、変形部６３ｂは、レッグ６３ａおよびテール６３ｃよりも剛性が低く形成されている。本実施形態において、例えば、変形部６３ｂがリンク部材６３において、肉厚が最も薄く形成されていてもよい。後述するように、変形部６３ｂがこのように形成されることで、一対のテール６３ｃが先端部材６７の斜面部６７ｂに係合（当接）した状態で、リンク部材６３に基端側へ引く力量を加えると、リンク部材６３の変形部６３ｂにおいて、弾性変形が起きる。すなわち、リンク部材６３は、変形部６３ｂを支点として、一対のレッグ６３ａのそれぞれが軸線Ｃ１より外側へ回動し、開く状態になる。

[0050] 一対のテール６３ｃは、リンク部材６３の基端側において、基端側、すなわち、動力伝達部材６２側へ向かって突出して形成されている。一対のテール６３ｃの基端面６３ｄは、基端側に向かうに従って、軸線Ｃ１に接近して傾斜している。

本実施形態において、リンク部材６３の幅は、自然状態にあるリンク部材６３の軸線Ｃ１に直交する方向の外径である。リンク部材６３の幅は、弾性部材３６の内径、押さえ管３１の係止部３２の内径、および先端部材６７の先端部６７ａの内径よりも小さい。一方、リンク部材６３の幅は、先端部材６７の基端部６７ｃの内径よりも大きくてもよい。

[0051] ガイド部材６４は、動力伝達部材６２の先端部およびリンク部材６３の基端部を連結して構成されている。ガイド部材６４は、外径が押さえ管３１の係止部３２の内径より小さく形成されているため、押さえ管３１の係止部３２に引っ掛かることがなく通過することが可能である。また、ガイド部材６４

は、外径が後述する先端部材６７の基端部６７ｃの内径よりわずかに小さく形成されているため、先端部材６７の基端部６７ｃに通過する際、基端部６７ｃの内周面に対してぐらつきが極力抑えることができる。ガイド部材６４は、例えば、金属材料で形成されたパイプ状の部材であってもよい。本実施形態において、溶接等の方法によりリンク部材６３とガイド部材６４とを連結し、一体化した構成であってもよい。

[0052] 操作部１００は、図１Ｂに示すように、操作部本体（ハンドル）１０１およびスライダ１０２を有している。

操作部本体１０１は、コイルシース６６の基端部に取付けられている。操作部本体１０１は、軸線方向Ｙに延びる棒状に形成され、基端部に指掛け部１０１ａが設けられている。操作部本体１０１には、軸線方向Ｙに延びるスリット１０１ｂが形成されている。

[0053] スライダ１０２は、操作部本体１０１に挿通されて設けられている。スライダ１０２は、操作部本体１０１に対して軸線方向Ｙにスライド（前進および後退移動）可能である。スライダ１０２には、動力伝達部材６２の基端が接続されている。本実施形態に係るクリップ１０において、スライダ１０２が軸線方向Ｙにおいて、前進あるいは後退操作されることにより、動力伝達部材６２が前進あるいは後退される。動力伝達部材６２の先端側に設けられている拡径部７２、リンク部材６３、およびクリップ１０のアーム部材１１は、動力伝達部材６２の前進あるいは後退により、前進あるいは後退される。その結果、アーム部材１１の一対の第一アーム１２および第二アーム１３が開くあるいは閉じることが可能である。

[0054] スライダ１０２は、円筒状に形成されている。スライダ１０２の外周面には、全周にわたり凹部１０２ａが形成されている。スライダ１０２には、軸線方向Ｙにおける先端側から基端側への順で、鍔部１０２ｂ、凹部１０２ａ、および鍔部１０２ｃがこの順で形成されている。一対の鍔部１０２ｂ、１０２ｃは、軸線方向Ｙに見たときに楕円形状となっている。これにより、スライダ１０２が握りやすくなり、医療機器１の操作部１００を梱包するときに

省スペース化が図れる。スライダ１０２は、操作部本体１０１のスリット１０１ｂに係合することで、操作部本体１０１に対するスライダ１０２の軸線方向Ｙの移動範囲が制限されている。

[0055] 次に、以上の構成を有する医療機器１を用いて、標的組織Ｔを結紮する手技について説明する。具体的に、本実施形態に係る医療機器１を用いて、クリップ１０を体内に留置する操作を中心に説明する。

（医療機器１の初期状態）

本実施形態において、詳細な説明を省略するが、操作者は、例えば、体内に挿入した内視鏡のチャンネルを経由して、医療機器１を標的組織Ｔの近傍に導入し、内視鏡の先端からクリップ１０のアーム部材１１を突出させることができる。そして、操作者は、アーム部材１１を開いた状態で標的組織Ｔに向かって押し込むことにより、標的組織Ｔをアーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１３の間に位置させることができる。本実施形態において、標的組織Ｔが開形態にあるアーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１３の間に位置する状態を、医療機器１の初期状態と称する。

[0056] 図１Ａおよび図１Ｂには、本実施形態に係る医療機器１のクリップ１０のアーム部材１１が最大開き幅で開いている初期状態が示されている。この初期状態において、動力伝達部材６２の先端に連結された拡径部７２が先端部材６７の基端部６７ｃに当接しているので、これ以上先端側へ移動することはできない。この際、アーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１３は、ほぼ押さえ管３１より突出している状態になる。この状態において、アーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１３は、押さえ管３１の先端側のテーパー面３１ａによって拘束されることがないため、アーム部材１１は、開き幅が最大ある開形態になる。

本実施形態において、アーム部材１１の開き幅が最大である状態を開形態の一例として説明するが、開形態はこれに限定されない。所定の標的組織Ｔを好適に処置するために、クリップ１０のアーム部材１１が標的組織Ｔのサイズに合わせて適宜な幅で開いた状態は、本実施形態における「開形態」に

含まれる。

[0057] この状態において、押さえ管３１内には、リンク部材６３の一対のレッグ６３ａが閉じた状態で配置されている。このため、アーム部材１１の基端側の中央部１４がリンク部材６３の一対のレッグ６３ａによって挟み込まれることにより、アーム部材１１とリンク部材６３とが連結されている。本実施形態において、クリップ１０のアーム部材１１が開形態になる際、リンク部材６３の一対のレッグ６３ａが閉じる状態で所在する位置を、リンク部材６３の第一の位置と定義する。なお、本実施形態において、アーム部材１０とリンク部材６３とが連結（係合）されている状態を、クリップ１０と動力伝達部材６２とが互いに係合する係合形態と称する。これに対して、後述するように、アーム部材１０とリンク部材６３との係合が解除された状態を、クリップ１０と動力伝達部材６２との係合が解除され、互いに離間する離間形態と称する。

[0058] リンク部材６３が第一の位置にあるときに、リンク部材６３と先端部材６７の斜面部６７ｂとが一定の距離を開けて離間している。押さえ管３１内において、弾性部材３６は、例えば、軸線方向Ｙに隣り合う素線３６ａが互いに離間し、ほぼ圧縮されていない状態であってもよい。すなわち、弾性部材３６は、略自然長であってもよい。このとき、アーム部材１１の第一被係止部１６、１７、第二被係止部２１、２２は、押さえ管３１の係止部３２に接触していない。

[0059] クリップ１０のアーム部材１１が開形態になると、操作者は、クリップ１０を用いて標的組織Ｔを把持することができる。そして、操作者は、基端側に設けられた操作部１００のスライダ１０２を引き戻すと、図２Ａおよび図２Ｂに示すように、動力伝達部材６２を通じて、標的組織Ｔを把持した状態のアーム部材１１を押さえ管３１に対して基端側へ引くことができる。

[0060]（医療機器１の接触状態）

図２Ａおよび図２Ｂには、操作者がスライダ１０２を基端側へ引く（後退させる）操作において、アーム部材１１の第一被係止部１６、１７、第二被

係止部２１、２２が押さえ管３１の係止部３２に接触し、係止部３２を乗越えようとする際の状態が示されている。

[0061] 図２Ａに示すように、この状態において、リンク部材６３は、押さえ管３１の係止部３２を乗越えて先端部材６７の内部に移動されている。なお、リンク部材６３の一対のレッグ６３ａとアーム部材１１の中央部１４との係合が維持されている。すなわち、クリップ１０と動力伝達部材６２とが互いに係合する係合形態が維持されている。このとき、リンク部材６３の基端側に連結されているガイド部材６４は、先端部材６７の内部に位置し、先端側から基端部６７ｃ内に進入しようとしている状態にあってもよい。

リンク部材６３と係合しているアーム部材１１は、図２Ｂに示すように、突部１８、１９によって、弾性部材３６が一部圧縮された状態になる。また、アーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１３は、押さえ管３１の先端側の内周面に形成されたテーパー面３１ａに当接している。この状態において、第一アーム１２および第二アーム１３は、テーパー面３１ａに当接しながら基端側へ引き戻されると、テーパー面３１ａによって互いの距離が近くなる。すなわち、アーム部材１１の開き幅が減少し、標的組織Ｔの根元をより強く緊縛している。この際、アーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１３は、互いに接触する状態、あるいは互いの距離が略ゼロである状態であってもよい。本実施形態において、アーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１３は、互いに接触する状態、あるいは互いの距離が略ゼロである状態を、アーム部材１１の閉形態と定義する。

この状態において、押さえ管３１内において、弾性部材３６は、軸線Ｙ方向に圧縮されるが、隣り合う素線３６ａが一定の距離を開けて離間する状態である。

[0062] アーム部材１１の第一被係止部１６、１７、第二被係止部２１、２２が押さえ管３１の係止部３２に接触し、係止部３２を乗越えようとする際の状態までスライダ１０２が引き戻される過程において、操作者がスライダ１０２を再び先端側へ押し込むと、圧縮された弾性部材３６が伸びる。このため、

先端部材の支持部６７ｄと押さえ管３１とが当接した状態で、アーム部材１１が押さえ管３１に対して先端側に移動する。

その結果、操作者がアーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１３を再び開形態へ戻すことができる。すなわち、上述の接触状態までスライダ１０２が引き戻される過程において、操作者が内視鏡を操作することにより、改めてクリップ１０を用いて、標的組織Ｔにクリップ１０を掴み直すことができる。

[0063]（医療機器１の乗り越え状態）

上述の医療機器１の接触状態から、操作者がさらにスライダ１０２を引戻すと、アーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１３は、さらに基端側へ移動される。その際、図３Ａおよび図３Ｂに示すように、第一アーム１２および第二アーム１３は、互いに接近する方向に弾性変形し、係止部３２内に挿入される。具体的に、第一アーム１２の第一被係止部１６、１７は、弾性変形した状態で係止部３２内を挿入される。

その結果、図３Ａに示すように、第一アーム１２の第一被係止部１６、１７が係止部３２を通過すると、第一被係止部１６の先端部と、第一被係止部１７の先端部との両方とも、係止部３２に当接する。アーム部材１１は、第一被係止部１６、１７および第二被係止部２１、２２が係止部３２を乗越えた乗り越え状態になる。このとき、アーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１３は、閉形態を維持したままである。また、クリップ１０と動力伝達部材６２とが互いに係合する係合形態は、維持されている。

[0064]（医療機器１の係止状態）

アーム部材１１を押さえ管３１の基端側に移動させようとする力量、すなわち、スライダ１０２を基端側へ引き戻す力量を解除すると、弾性部材３６の弾性力によって、アーム部材１１の第一被係止部１６、１７および第二被係止部２１、２２が係止部３２に対して先端側に係止され、医療機器１が係止状態になる。

[0065] 操作者がスライダ１０２を基端側へ引き戻し、アーム部材１１の係止状態

に到達するまでの過程において、操作者は、前述と同様に、スライダ１０２を先端側へ押し込むと、アーム部材１１を先端側に移動させることができる。このため、アーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１３を閉形態から開形態へ変化させることができる。すなわち、アーム部材１１が乗り越え状態に到達するまでに、標的組織Ｔを掴み直すことができる。

[0066] 医療機器１の係止状態において、図３Ａに示すように、リンク部材６３は、先端部材６７の内部に位置する。ただし、この際、リンク部材６３は、未だに先端部材６７の斜面部６７ｂに接触していない。リンク部材６３の一対のレッグ６３ａとアーム部材１１の中央部１４との係合は維持されている。リンク部材６３の基端側に連結されているガイド部材６４は、例えば、一部が先端部材６７の基端部６７ｃに進入してもよい。

前述したように、ガイド部材６４は、外径が先端部材６７の基端部６７ｃの内径よりわずかに小さく形成されている。このため、ガイド部材６４が先端部材６７の基端部６７ｃに進入する際、基端部６７ｃに対するぐらつきが殆どない状態で軸線Ｙ方向に沿って移動することができる。その結果、操作者がスライダ１０２を基端側へ引き戻す際、ガイド部材６４の先端側に連結されたリンク部材６３も、先端部材６７内において、殆どぐらつきがない状態で軸線Ｙ方向に沿って基端側へ移動することができる。

[0067] この際、押さえ管３１内において、弾性部材３６は、軸線Ｙ方向に圧縮されるが、隣り合う素線３６ａが一定の距離を開けて離間する状態である。すなわち、弾性部材３６は、さらに圧縮されることが可能である。

[0068] 医療機器１が係止状態になると、操作者がスライダ１０２を押し込むことにより、アーム部材１１を押さえ管３１に対して先端側に移動させることができなくなる。すなわち、操作者は、クリップ１０を用いて、標的組織Ｔにクリップ１０を掴み直すことができなくなる。このため、この状態において、標的組織Ｔの根元がクリップ１０によって緊縛された状態が維持される。また、クリップ１０と動力伝達部材６２とが互いに係合する係合形態は、維持されている。

その後、操作者は、以下の手順でスライダ１０２を操作することにより、リンク部材６３とクリップ１０との係合を解除し、クリップ１０を留置することができる。

[0069] （クリップ１０のリリース操作）

操作者は、スライダ１０２をさらに基端側へ引き戻すと、クリップ１０のアーム部材１１の第一被係止部１６、１７および第二被係止部２１、２２が係止部３２に係止する状態が解除され、アーム部材１１がさらに基端側へ移動される。言い換えると、アーム部材１１の基端側への移動に伴い、第一被係止部１６、１７および第二被係止部２１、２２が同様に基端側へ移動し、係止部３２から離間する。なお、押さえ管３１内において、弾性部材３６がさらに圧縮される。

この際、図４Ａに示すように、リンク部材６３は、先端部材６７内において、リンク部材６３の一対のテール６３ｃが先端部材６７の斜面部６７ｂに当接するまで、基端側へ移動される。なお、前述したように、リンク部材６３が先端部材６７内に移動する際のぐらつきは、ガイド部材６４によって防げる。このため、リンク部材６３は、先端部材６７内において、ほぼ軸線Ｙ方向に沿って基端側へ移動することができる。その結果、リンク部材６３の一対のテール６３ｃは、ほぼ同時に先端部材６７の斜面部６７ｂに当接する。この過程において、クリップ１０と動力伝達部材６２とが互いに係合する係合形態は、維持されている。

[0070] 図４Ｃには、リンク部材６３の一対のテール６３ｃが先端部材６７の斜面部６７ｂに当接する状態が示されている。本実施形態において、例えば、リンク部材６３の一対のテール６３ｃのそれぞれの基端面６３ｄと、先端部材６７の斜面部６７ｂの対応する内周面６７ｅとは、交差するように構成されてもよい。すなわち、リンク部材６３の一対のテール６３ｃの基端面６３ｄと、対向する先端部材６７の斜面部６７ｂの内周面６７ｅとは、平行でない。言い換えれば、テール６３ｃの基端面６３ｄと軸線Ｃ１とがなす角度と、先端部材６７の斜面部６７ｂの内周面６７ｅと軸線Ｃ１とがなす角度とは異

なる値であってもよい。

[0071] 本実施形態に係る医療機器１は上述の構成を有するため、リンク部材６３の一対のテール６３ｃが斜面部６７ｂに当接する際、基端面６３ｄと内周面６７ｅとの二つの面が完全に接触することがない。図４Ｃに示すように、例えば、基端面６３ｄの先端の一点のみが内周面６７ｅに接触してもよい。本実施形態において、基端面６３ｄの先端の一点のみが内周面６７ｅに接触することを例として説明するが、リンク部材６３の一対のテール６３ｃと先端部材６７の斜面部６７ｂとが当接する形態は、これに限定されない。例えば、一対のテール６３ｃと先端部材６７とが対向する部分において、いずれか一方のみにおいて斜面が形成され、もう一方において突起などが形成されてもよい。

[0072] 次に、リンク部材６３の一対のテール６３ｃが先端部材６７の斜面部６７ｂに当接した状態で、操作者は、さらにスライダ１０２を基端側へ引き戻すと、テール６３ｃの基端面６３ｄの先端が内周面６７ｅに当接しながら、内周面６７ｅに沿って基端側へ移動する。

この過程において、テール６３ｃと内周面６７ｅとの接触部分において、テール６３ｃと斜面部６７ｂとが互いに押圧している。このため、基端側へ引き戻す力量と、テール６３ｃと内周面６７ｅとの接触部分においてテール６３ｃが斜面部６７ｂから受ける押圧力と、の二つの力量は、リンク部材６３に作用している。なお、この二つの力量の作用線は一致していないため、リンク部材６３には、この二つの力量によるモーメントが作用している。

[0073] 前述したように、リンク部材６３において、軸線Ｃ１に交差する方向に延びて形成される一対の変形部（支点部）６３ｂは、肉厚が最も薄い部分である。このため、本実施形態において、上記のモーメントがリンク部材６３に作用すると、リンク部材６３のその他の部分に比べ、変形部６３ｂにおいて大きな弾性変形が起きる。変形部６３ｂが弾性変形すると、図５Ｃに示すように、リンク部材６３の一対のレッグ６３ａは、それぞれ弾性変形した変形部６３ｂを支点として、軸線Ｃ１から離間する方向、すなわち、リンク部材

６３の長手軸方向から外側へ回転する。一方、リンク部材６３の一対のテール６３ｃは、先端が斜面部６７ｂの内周面６７ｅに当接しながら内周面６７ｅに沿って基端側へ移動する。つまり、リンク部材６３の一対のテール６３ｃは、軸線Ｃ１に接近する方向、すなわち、リンク部材６３の長手軸方向の内側へ回転する。その結果、リンク部材６３は、一対のレッグ６３ａがその長手軸方向から外側へ開いて変形する。

[0074] 本実施形態において、ガイド部材６４の外径が先端部材６７の基端部６７ｃの内径よりわずかに小さいため、ガイド部材６４の先端側に連結されたリンク部材６３は、殆どぐらつきがない状態で軸線Ｙ方向に沿って基端側へ移動する。このため、一対のテール６３ｃは、ほぼ同じタイミングで先端部材６７の斜面部６７ｂの内周面６７ｅに当接する。また、一対のテール６３ｃは、ほぼ同じタイミングで内周面６７ｅに当接しながら基端側へ移動するため、一対の変形部６３ｂに作用するモーメントも略同一である。このため、一対のレッグ６３ａは、ほぼ同時にリンク部材６３の長手軸方向の外側へ回転することができる。その結果、モーメントが一対のレッグ６３ａのいずれか一方のみに集中することを防げることにより、リンク部材６３とアーム部材１１との係合は、スムーズに解除されることができる。

リンク部材６３とアーム部材１１との係合が解除されると、図５Ａおよび図５Ｂに示すように、押さえ管３１内において、弾性部材３６はさらに圧縮される状態になる。この状態において、例えば、弾性部材３６は、軸線方向Ｙに隣り合う素線３６ａが互いに密着した状態で圧縮されてもよい。

[0075] また、図５Ｂに示すように、標的組織Ｔがアーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１３の間に把持された状態で、アーム部材１１の閉形態が維持されている。クリップ１０と動力伝達部材６２とは、係合形態から離間形態に遷移される。

本実施形態において、閉形態にあるアーム部材１１によって標的組織Ｔが把持された状態において、リンク部材６３の一対のテール６３ｃが先端部材６７の斜面部６７ｂに当接し、一対のレッグ６３ａが開く状態で所在する位

置を、リンク部材６３の第二の位置と定義する。すなわち、本実施形態において、リンク部材が動力伝達部材６２によって第二の位置まで移動されると、クリップ１０と動力伝達部材６２とは、係合形態から離間形態に遷移される。

[0076] リンク部材６３とアーム部材１１との係合が解除されると、圧縮された弾性部材３６の弾性力によって、アーム部材１１は、先端側へ移動する。このため、図６Ａおよび図６Ｂに示すように、アーム部材１１は、第一被係止部１６、１７および第二被係止部２１、２２が係止部３２に対して先端側に係止される係止状態に戻る。すなわち、アーム部材１１の中央部１４は、軸線Ｙ方向に沿って、リンク部材６３の一対のレッグ６３ａの間から先端側へ移動する。この状態において、リンク部材６３の一対のレッグ６３ａが再度閉じたとしても、アーム部材１１の中央部１４を挟み込むことはできない。

[0077] クリップ１０と動力伝達部材６２とが離間形態に遷移されると、圧縮された弾性部材３６の弾性力と釣り合う力量がないため、図７Ａおよび図７Ｂに示すように、押さえ管３１と先端部材６７の支持部６７ｄとの係合は解除される。このため、標的組織Ｔがアーム部材１１によって把持された状態で、押さえ管３１を含むクリップ１０全体が先端側へ移動する。言い換えると、クリップ１０が処置具本体４０から離脱する。

その結果、標的組織Ｔが把持された状態で、クリップ１０を体内に留置することができる。

[0078] その後、操作者は、スライダ１０２を少し先端側へ押し込むことにより、リンク部材６３の一対のテール６３ｃと先端部材６７の斜面部６７ｂとの係合を解除すると、一対のレッグ６３ａが再び閉じることになる。この状態において、操作者は、医療機器１を体内から抜去し、再度クリップ１０を装着して処置を行うことができる。

以上で、本実施形態に係る医療機器１を用いて、標的組織Ｔを結紮する手技が終了する。

[0079] （医療機器１の作用）

本実施形態に係る医療機器１によれば、操作部１００のスライダ１０２を引き戻すことにより、クリップ１０のアーム部材１１が開形態になる際、リンク部材６３の第一の位置から、クリップ１０のアーム部材１１が閉形態になる際、リンク部材６３が先端部材６７に当接する第二の位置まで、リンク部材６３とアーム部材１１とを一緒に移動させると、リンク部材６３とアーム部材１１との係合を解除することができる。

[0080] 本実施形態において、リンク部材６３の第一の位置は、処置対象である標的組織Ｔがアーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１３の間にあるときに、リンク部材６３が配置される位置であってもよい。リンク部材６３の第二の位置は、リンク部材６３と先端部材６７とが当接する位置であってもよい。このため、操作者がスライダ１０２を操作し、動力伝達部材６２を引き戻す過程において、操作者が操作部１００のスライダ１０２を引き戻す操作に必要な最大力量は、アーム部材１１の第一被係止部１６，１７および第二被係止部２１，２２が係止部３２を乗越えるための力量である。

すなわち、本実施形態に係る医療機器１によれば、リンク部材６３の第一の位置から第二の位置までのストロークを確保し、スライダ１０２を操作し動力伝達部材６２の基端側への引き戻す量を制御するのみで、より容易にクリップ１０を留置することができる。

以上、リンク部材６３が一対のレッグ６３ａを備える例を説明したが、本実施形態に係る医療機器１の構成は、これに限らない。医療機器１は、例えば、リンク部材６３が一対のレッグ６３ａのいずれか一方のみを備える構成であってもよい。すなわち、本実施形態に係る医療機器１において、リンク部材６３は、一体的に形成されたレッグ６３ａ、変形部６３ｂ、およびテール６３ｃを１組のみを有して構成されてもよい。

この場合、医療機器１は、リンク部材６３の折り返し部６３ｅがフックなどの形状を有し、アーム部材１１の中央部１４に引っ掛かることにより、アーム部材１１とリンク部材６３とが互いに係合される。また、リンク部材６３は、レッグ６３ａと一体的に形成されたテール６３ｃが先端部材６７の斜面

６７ｅに当接することにより、同様に変形部６３ｂが大きく弾性変形することができる。その結果、リンク部材６３のレッグ６３ａは、軸線Ｃ１から離間する方向、すなわち、リンク部材６３の長手軸方向から外側へ回転する。このとき、リンク部材６３の折り返し部６３ｅとアーム部材１１の中央部１４との係合が解除されることにより、リンク部材６３とアーム部材１１との係合が解除される。

リンク部材６３が一つのレッグ６３ａのみを備える医療機器１は、一対のテール６３ｃを備えてもよい。この医療機器１において、ガイド部材６４により、クリップ１０が軸線Ｃ１に沿って基端側へ引き戻され、一対のテール６３ｃがほぼ同時に先端部材６７の斜面６７ｅに当接することができる。しかしながら、一対のテール６３ｃのうち、レッグ６３ａと一体的に形成されたテール６３ｃのみが変形部６３ｂの弾性変形によって回転でき、もう一方のテール６３ｃが斜面６７ｅに当接した状態が維持される。その結果、医療機器１において、レッグ６３ａが同様上述の実施形態同様に軸線Ｃ１から離間する方向において安定して回転することができる。

また、アーム部材１１の中央部１４がリンク部材６３の一対のレッグ６３ａによって挟まれ、すなわち、アーム部材１１とリンク部材６３とが直接係合される例を説明したが、本実施形態に係る医療機器１の構成は、これに限らない。例えば、アーム部材１１とリンク部材６３との間に、その他の部材をさらに配置してもよい。

[0081]（医療機器１の変形例）

次に、本実施形態に係る医療機器１の一変形例を説明する。以下、本実施形態に係る医療機器１と同じ構成の説明を省略し、本実施形態と異なる点を中心に説明する。

[0082] 本実施形態の変形例に係る医療機器１Ａ（結紮装置、クリップ装置）は、上記の実施形態に係るリンク部材６３の代わりに、リンク部材７３を有して構成されている。

図８Ａおよび図８Ｂに示すように、リンク部材７３は、先端側に一対の開

閉可能なレッグ７３ａと、一対の変形部（支点部）７３ｂと、基端側に傾斜面が形成された一対のテール７３ｃとを有して形成されている。本実施形態において、リンク部材７３は、例えば、ステンレス鋼のような金属材料によって一体化で形成されてもよい。

[0083] 本変形例に係るリンク部材７３は、上記の実施形態に係るリンク部材６３に比べ、変形部７３ｂが異なる形状で形成されている。具体的に、図８Ａおよび図８Ｂに示すように、例えば、本変形例に係るリンク部材７３の変形部７３ｂは、軸線Ｃ１に略平行し、ガイド部材６４に連結する部分に形成されてもよい。変形部７３ｂの軸線Ｃ１に直交する方向の幅は、特に制限されないが、例えば、変形部７３ｂが繰り返し弾性変形できる程度の幅を有してもよい。

本変形例に係る医療機器１Ａは、その他の構成は上記実施形態に係る医療機器１の構成と同様であってもよい。

[0084] 本変形例に係る医療機器１Ａによれば、図８Ｂに示すように、操作者がスライダ１０２を基端側へ引き戻すことにより、リンク部材７３の一対のテール７３ｃが先端部材６７の斜面部６７ｂに当接する。この際、上記実施形態に係る医療機器１同様に、リンク部材７３の変形部７３ｂを支点として、一対のレッグ７３ａのそれぞれが軸線Ｃ１から離間する方向、すなわち、リンク部材７３の長手軸方向から外側へ回転する。一方、リンク部材７３の一対のテール７３ｃは、斜面部６７ｂの内周面６７ｅに当接しながら内周面６７ｅに沿って基端側へ移動する。つまり、リンク部材７３の一対のテール７３ｃは、軸線Ｃ１に接近する方向、すなわち、リンク部材６３の長手軸方向の内側へ回転する。その結果、リンク部材７３は、一対のレッグ７３ａがその長手軸方向から外側へ開いて変形する。

その結果、リンク部材７３とアーム部材１１との係合状態が解除され、押さえ管３１内に設けられた弾性部材３６の弾性力によって、アーム部材１１を含むクリップ１０が先端側へ移動される。このように、上記実施形態に係る医療機器１同様に、本変形例に係る医療機器１Ａのクリップ１０は、体内

に留置されることができる。

[0085] 本変形例に係る医療機器１Ａによれば、上記の実施形態に係る医療機器１同様の効果を有する。また、本変形例に係る医療機器１Ａによれば、リンク部材７３における変形部７３ｂは、上記実施形態に係るリンク部材６３における変形部６３ｂに比べると、力量を受ける範囲が大きくなるため、力量の集中を防ぐことができる。そのため、本変形例に係る医療機器１Ａは、より高い耐久性を有し、繰り返し処置を行うことができる。

[0086]（医療機器１の作用）

以下、本発明に係るクリップ装置を用いて、クリップを体内に留置する操作を行う際、操作者がスライダ１０２を引き戻す量とスライダ１０２を引き戻すのに必要な操作力量との関係の観点から、再度本発明に係るクリップ装置の作用を説明する。

[0087] 図９には、本発明に係る医療機器１あるいは医療機器１Ａと、従来の内視鏡処置具（例えば、特許文献１に記載された内視鏡処置具）とのそれぞれを用いて、クリップ１０を体内に留置する際の各段階における操作力量の変化が示されている。

図９において、横軸が操作者によるスライダ１０２を基端側へ引き戻す量を示し、縦軸がスライダ１０２を引き戻す際必要な力量を示している。また、図９において、実線は本発明に係る医療機器１あるいは医療機器１Ａを示し、破断線は従来の内視鏡処置具を示している。

なお、以下の説明では、上記実施形態に係る医療機器１の例を説明するが、上記変形例に係る医療機器１Ａについては、同様な効果を有する。

[0088] 図９に示す領域Ｒ１において、上記実施形態に係る医療機器１の初期状態（アーム部材１１が開形態にある）からアーム部材１１が閉形態に遷移させるまでの操作が示されている。図９に示す領域Ｒ１は、操作者がスライダ１０２を引き戻すことにより、医療機器１のアーム部材１１が開形態（図１Ｂ参照）から閉形態（図２Ｂ参照）に遷移させる操作に相当する。この領域Ｒ１において、アーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１３は、そ

の間に位置する標的組織Ｔの抵抗に抗して、標的組織Ｔの根元を緊縛する。アーム部材１１の第一アーム１２および第二アーム１２の間の距離が小さくなればなるほど、標的組織Ｔの抵抗が大きくなるため、操作者がスライダ１０２を引き戻すのに必要な力量も順次大きくなる。

領域Ｒ１において、従来の内視鏡処置具の場合、同等な操作が行われるため、操作者がスライダを引き戻す量が増大にしたがって、必要な力量が増大する。

[0089] 図９に示す領域Ｒ２において、医療機器１のアーム部材１１の閉形態を維持しながら、スライダ１０２を引き戻す操作により、医療機器１の接触状態を経て、医療機器１の係止状態までに遷移させる操作が示されている。

領域Ｒ２において、医療機器１の接触状態までの操作では、アーム部材１１の閉形態を維持しながら、アーム部材１１を基端側へ引き戻す操作のみであるため、操作者がスライダ１０２を引き戻す量に従って、必要な力量が一旦減少する。医療機器１の接触状態から医療機器１の係止状態までの操作では、アーム部材１１は、第一被係止部１６，１７および第二被係止部２１，２２が係止部３２に接触しながら基端側へ引き戻されるため、操作者がスライダ１０２を引き戻す量に従って、必要な力量が増大する。図９に示すクリップ１０を乗り越え状態にするのに必要な力量Ｆ１は、例えば、２０～５０Ｎ（ニュートン）程度である。

領域Ｒ２において、従来の内視鏡処置具の場合、同等な操作が行われるため、操作者がスライダを引き戻す量と必要な力量との関係は、本実施形態に係る医療機器１と同等である。

[0090] 図９に示す領域Ｒ３において、本実施形態に係る医療機器１のクリップ１０を留置する（リリースする）操作が示されている。本実施形態に係る医療機器１によれば、操作者は、スライダ１０２を引き戻すことにより、図４Ａおよび図４Ｂに示すように、医療機器１の係止状態が解除され、リンク部材６３およびアーム部材１１が基端側へ引き戻される。その際、押さえ管３１内に設けられた弾性部材３６が密巻き状態になるまでさらに圧縮されるため

、操作者がスライダ１０２を引き戻す量に従って、必要な力量が増大する。その後、図５Ａおよび図５Ｂに示すように、医療機器１のリンク部材６３が先端部材６７の斜面部６７ｂに係合しながら基端側へ引き戻されることにより、リンク部材６３とアーム部材１１との係合が解除されるため、操作者がスライダ１０２を引き戻す量に従って、必要な力量が増大する。

ただし、図９に示すように、本実施形態に係る医療機器１によれば、リンク部材６３とクリップ１０との係合を解除するために必要な力量、すなわち、クリップ１０を留置するために必要な力量は、クリップ１０を乗り越え状態にするのに必要な力量Ｆ１よりも小さい。

また、領域Ｒ３において、領域Ｒ２に比べてスライダ１０２を引戻す単位移動量当たりのスライダ１０２を引戻す為に必要な力量の増加率が小さくなる。言い換えれば、領域Ｒ３では比較的勾配の緩やかな急激な力量特性の変化を示すのに対し、係止部３２に第一被係止部１６、１７、第二被係止部２１、２２が接触した領域Ｒ２では比較的勾配の急激な力量特性の変化を示している。

[0091] 一方、従来の内視鏡処置具の場合、係止状態になると、押さえ管内に設けられたつる巻きバネがほぼ密巻き状態に圧縮されたため、これ以上圧縮されることはない。すなわち、従来の内視鏡処置具が係止状態になると、クリップが押さえ管に対して基端側に移動できない。ただし、操作者がスライダ１０２を引き戻すことにより、破断機構や動力伝達部材に作用する張力が徐々に増大する。

前述のように、従来の内視鏡処置具では、破断機構を破断させるために必要な力量は、処置対象の組織の物性（硬さ）によって、大きく設定する必要がある。このため、図９に示す領域Ｒ３′において、クリップと動力伝達部材との係合を解除するために必要な力量、すなわちクリップを留置するために必要な力量は、クリップ１０を乗り越え状態にするのに必要な力量Ｆ１以上になる。その後、操作者がスライダを引き戻す力量が破断機構を破断させるために必要な力量に達すると、破断機構が破断し、クリップと動力伝達部

材との係合を解除することができる。

上述のように、本実施に係る医療機器１または医療機器１Ａによれば、医療機器１のアーム部材１１が開形態にある状態からクリップ１０を体内に留置する操作において、操作者がスライダ１０２を基端側へ引き戻すために必要な力量は、クリップ１０を乗り越え状態に遷移させるのに必要な力量Ｆ１以下である。一方、従来の内視鏡処置具の場合、クリップを体内に留置する操作において、操作者がスライダを基端側へ引き戻すために必要な力量は、クリップを乗り越え状態に遷移させるのに必要な力量Ｆ１よりも大きい。

[0092] 本実施形態に係る医療機器１によれば、クリップ１０のアーム部材１１が開形態であるときに配置される第一の位置から、クリップ１０のアーム部材１１が閉形態であるときに配置される第二の位置まで、リンク部材６３を移動させることにより、リンク部材６３とクリップ１０との係合を解除できる。この処置過程において、クリップ１０を体内に留置するために、操作者がスライダ１０２を基端側へ引き戻す操作に必要な力量は、クリップ１０を乗り越え状態に遷移させるのに必要な力量Ｆ１以下である。本実施形態において、例えば、クリップ１０を乗り越え状態に遷移させるのに必要な力量Ｆ１は、アーム部材１１の第一被係止部１６，１７および第二被係止部２１，２２が係止部３２を乗り越えるために必要な力量によって決められてもよい。

このため、本実施形態に係る医療機器１によれば、異なる物性（硬さ）の標的組織Ｔを処置しても、クリップ１０を体内に留置するために必要な力量を所定の値以下に制御し、操作性の向上を図ることができる。

[0093] 本実施形態に係る医療機器１によれば、リンク部材６３が繰り返し弾性変形可能な剛性を有して構成されているため、複数のクリップ１０を繰り返し体内に留置することが可能である。

[0094] 本実施形態において、可撓性を有する内視鏡のチャンネルにクリップ装置を挿入する例を説明したが、本発明の構成はこれに限定されない。例えば、クリップ装置は、医療用マスタースレーブマニピュレータシステムのスレーブマニピュレータに適用することも可能である。この際、動力伝達部材は、

例えば、スレーブマニピュレータに取り付けられるロッドであってもよい。

[0095] 本実施形態において、標的組織Ｔを結紮するためのクリップを体内に留置する例を説明したが、本発明の構成はこれに限定されない。例えば、本発明のクリップ装置の構成を、ステントや、スネアなどを体内に留置されるための医療機器（より詳しくは結紮装置）に適用してもよい。

[0096] この場合、例えば、図１０および図１１に示すように、スネアループ８１を有する処置具１０Ａを体内に留置するための医療機器（結紮装置）２が構成されている。図１０に示すように、処置具１０Ａは、押さえ管３１内に設けられ、筒状に形成された固定部材８０と、押さえ管３１の係止部３２とが弾性部材３６によって連結されている。スネアループ８１は、固定部材８０の先端側に連結されている。また、固定部材８０の基端側には、第一被係止部１６，１７および中央部１４を有する一対のアーム部材が連結されている。上述同様に、第一被係止部１６，１７は、押さえ管３１の係止部３２を乗り越えて係止部３２に係止されることが可能である。図１０に示すように、リンク部材６３と処置具１０Ａとが係合された状態において、動力伝達部材６２の前進および後退によって、スネアループ８１と固定部材８０とが一体的に前進および後退することができる。より具体的に、スネアループ８１が前進するとき、自身が形成するループ形状の面積が増大し、スネアループ８１が後退するとき、自身が形成するループ形状の面積が減少することができる。

[0097] 図１０に示すように、医療機器２において、スネアループ８１が形成するループ形状の面積が最大となる状態、あるいはスネアループ８１が形成するループ形状の面積が標的組織Ｔの範囲以上である状態を、スネアループ８１の開形態と定義する。さらに、スネアループ８１が開形態になる際、リンク部材６３の一対のレッグ６３ａが閉じる状態で所在する位置を、リンク部材６３の第一の位置と定義する。図１０に示すように、処置具１０Ａの中央部１４がリンク部材６３の一対のレッグ６３ａの先端側に形成された折り返し部６３ｅによって挟み込まれることにより、リンク部材６３と処置具１０Ａと

が互いに係合されている。すなわち、図１０に示すように、リンク部材６３が第一の位置にあるとき、リンク部材６３と開形態にあるスネアループ８１を有する処置具１０Ａとが係合形態にあると言える。

[0098] 図１１に示すように、医療機器２において、動力伝達部材６２が基端側へ引き戻されるとき、スネアループ８１が形成するループ形状の面積が減少し、標的組織Ｔの根元がスネアループ８１によって緊縛される。スネアループ８１が形成するループ形状の面積が減少し、標的組織Ｔの根元を緊縛する状態を、スネアループ８１の閉形態と定義する。また、基端側へ引き戻される動力伝達部材６２とともに移動するリンク部材６３が先端部材６７に当接するとき、より具体的に、一対のテール６３ｃが先端部材６７の斜面部６７ｂに当接するとき、上述の医療機器１および医療機器１Ａ同様に、変形部６３ｂにおいて大きな弾性変形が起きる。ここで、一対のテール６３ｃが斜面部６７ｂに当接するとき、リンク部材６３の位置をリンク部材６３の第二の位置と定義する。図１１に示すように、リンク部材６３が第二の位置にあるとき、リンク部材６３の一対のレッグ６３ａが軸線Ｃ１（リンク部材６３の中心軸線）から外側へ開いて変形する。その結果、一対のレッグ６３ａの先端側に形成された折り返し部６３ｅと、処置具１０Ａの中央部との係合が解除される。なお、このとき、処置具１０Ａの第一被係止部１６、１７が係止部３２を通過し、係止部３２に係止される。すなわち、図１１に示すように、リンク部材６３が第二の位置にあるとき、スネアループ８１が閉形態を維持した状態で、リンク部材６３と処置具１０Ａとの係合が解除される。その結果、標的組織Ｔの根元を緊縛したスネアループ８１を有する処置具１０Ａは、所定の部位に留置される。図１１に示すように、リンク部材６３が第二の位置で先端部材６７の斜面部６７ｂ（リリース機構）に当接すると、リンク部材６３と閉形態にあるスネアループ８１を有する処置具１０Ａとの係合形態が解除され、係合形態から離間形態に遷移される。

[0099] 以上を踏まえ、医療機器２において、動力伝達部材６２によりリンク部材６３が第一の位置から第二の位置まで移動すると、リンク部材６３が先端部

材６７の斜面部６７ｂ（リリース機構）に当接することにより、動力伝達部材６２と処置具１０Ａとが係合形態から離間形態に遷移させることができる。

以上で、医療機器２において、リンク部材６３が一対のレッグ６３ａを有する構成の例を説明したが、この場合においても、上述同様に、リンク部材６３が一つのレッグ６３ａのみを有してもよい。また、医療機器２において、リンク部材６３と処置具１０Ａとは、他の部材を介して連結されてもよい。さらに、医療機器２において、スネアループ８１の形状は、特に制限されない。例えば、スネアループ８１は、六角形状に形成されてもよいし、半月形状に形成されてもよい。このように構成された医療機器２は、上述同様の効果を有する。

[0100] 本実施形態において、コイルシースの先端側に固定される先端部材に斜面部（クリップリリース機構）を形成し、リンク部材が先端部材の斜面部に当接することにより、クリップとリンク部材との係合を解除する例を説明したが、本発明の構成はこれに限定されない。例えば、コイルシースの内周面において、リンク部材が当接可能な段差を有するクリップリリース機構を形成し、リンク部材がクリップリリース機構に当接することにより、クリップとリンク部材との係合を解除する構成であってもよい。

[0101] 以上、本発明の各実施形態および変形例を説明したが、本発明の技術範囲は上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において各実施形態および変形例における構成要素の組み合わせを変えたり、各構成要素に種々の変更を加えたり、削除したりすることが可能である。本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付の請求の範囲によってのみ限定される。

産業上の利用可能性

[0102] 本発明の各態様によれば、異なる物性の標的組織に対して、高い把持力および操作性の両方を維持しながら処置することができる医療機器を提供することができる。

符号の説明

[0103] １，１Ａ　医療機器（結紮装置、クリップ装置）

２　医療機器（結紮装置）

１０　クリップユニット（クリップ）

１０Ａ　処置具

１１　アーム部材

１２　第一アーム

１３　第二アーム

１６，１７　第一被係止部

１８，１９，２３，２４　突部

２１，２２　第二被係止部

３１　押さえ管

３２　係止部

３６　弾性部材（つる巻きバネ、バネ）

３６ａ　素線

４０　処置具本体

５０　外套管

６０　挿入部

６１　シース部（シース）

６２　動力伝達部材（操作ワイヤ、ワイヤ）

６３，７３　リンク部材

６３ａ，７３ａ　レッグ

６３ｂ，７３ｂ　変形部

６３ｃ，７３ｃ　テール

６３ｄ，７３ｄ　基端面

６３ｅ，７３ｅ　折り返し部

６４　ガイド部材

６７　先端部材

６７ａ　先端部

６７ｂ　斜面部

６７ｃ　基端部

６７ｄ　支持部

６７ｅ　内周面（斜面）

７２　拡径部

７２ａ　接続部材

８０　固定部材

１００　操作部

１０１　操作部本体（ハンドル）

１０２　スライダ

Ｔ　標的組織

請求の範囲

[請求項1] 一対のアームから構成され、前記一対のアームが離間した開形態と前記一対のアームが閉じた閉形態とに遷移するクリップユニットと、

前記クリップユニットを操作する動力伝達部材と、

前記クリップユニットと前記動力伝達部材とを係合させるリンク部材と、

前記クリップユニットと前記動力伝達部材との係合を解除させるリリース機構と、

を備え、

前記リンク部材は、

前記クリップユニットが前記開形態にあるときに、第一の位置に配置され、

前記クリップユニットが前記閉形態にあるときに、第二の位置に配置され、

前記動力伝達部材の操作により、前記リンク部材が前記第一の位置から前記第二の位置に移動でき、

前記リンク部材が前記動力伝達部材によって前記第二の位置に移動させて前記リリース機構と当接することにより、前記リンク部材による前記動力伝達部材と前記クリップユニットとの係合が解除される

医療機器。

[請求項2] 前記クリップユニットが前記開形態にあるときに、前記リンク部材は、前記リリース機構と離間した位置に配置される請求項１に記載の医療機器。

[請求項3] 前記クリップユニットは、前記閉形態から前記開形態への遷移を規制するロック機構をさらに備え、

前記ロック機構によって前記クリップユニットの前記閉形態から前記開形態への前記遷移が規制され状態において、前記リンク部材は、前記動力伝達部材によって移動されて前記リリース機構と接触する

請求項２に記載の医療機器。

[請求項4] 前記リリース機構は、前記リンク部材の少なくとも一部が挿入できる内径を有するシースを備え、

前記リンク部材は、

前記動力伝達部材の長手軸に交差する方向に延びて形成された変形部と、

前記変形部から前記クリップユニット側に向かって延びて形成されたレッグと、

前記変形部から前記動力伝達部材側に向かって延びて形成されたテールと、を備え、

前記クリップユニットと前記動力伝達部材は、互いに係合する係合形態と、互いの係合が解除されて離間する離間形態とを有し、

前記リンク部材は、前記テールが前記シースの内周面と接触することで、前記クリップユニットと前記動力伝達部材とを前記係合形態から前記離間形態へ遷移する

請求項１に記載の医療機器。

[請求項5] 前記リンク部材は、前記テールが前記シースの前記内周面に接触することにより、前記レッグが前記長手軸から離間する方向に移動し変形する

請求項４に記載の医療機器。

[請求項6] 前記シースは、前記内周面の一部がテーパー形状に形成され、

前記リンク部材は、テーパー形状の前記内周面に接触することにより、前記レッグが前記長手軸から離間する方向に移動し変形する

請求項５に記載の医療機器。

[請求項7] 前記変形部は、前記レッグ及び前記テールの剛性よりも低い剛性を有する請求項４に記載の医療機器。

[請求項8] 前記リンク部材は、

前記動力伝達部材の前記長手軸に交差する方向において前記変形

部と反対側に延びて形成された第二変形部と、

前記第二変形部から前記クリップユニット側に向かって延びて形成された第二レッグと、

前記第二変形部から前記動力伝達部材側に向かって延びて形成された第二テールと、をさらに備え、

前記リンク部材は、前記テール及び前記第二テールが前記シースの前記内周面に接触することにより、前記レッグ及び前記第二レッグが互いに離間する方向に移動して変形し、前記クリップユニットと前記動力伝達部材とを前記係合形態から前記離間形態へ遷移する

請求項４に記載の医療機器。

[請求項9] 前記リンク部材は、テーパー形状に形成された前記内周面における前記シースの最小内径と略同等の外径を有し、筒状に形成されたガイド部材をさらに備え、

前記ガイド部材が前記シース内に配置されることにより、前記テール及び前記第二テールがほぼ同時に前記シースの前記内周面に接触する

請求項８に記載の医療機器。

[請求項10] 前記クリップユニットは、

筒状に形成され、前記一対のアームが挿入される中空の押さえ管と、

前記一対のアームおよび前記押さえ管を係合させる弾性部材と、をさらに備え、

前記弾性部材は、

前記クリップユニットの前記閉形態から前記開形態への遷移が規制され状態において、さらに弾性変形することができ、

前記クリップユニットと前記動力伝達部材とが前記係合形態から前記離間形態へ遷移されると、前記弾性部材の弾性力により、前記長手軸に沿って前記クリップユニットを前記動力伝達部材から離間させ

る

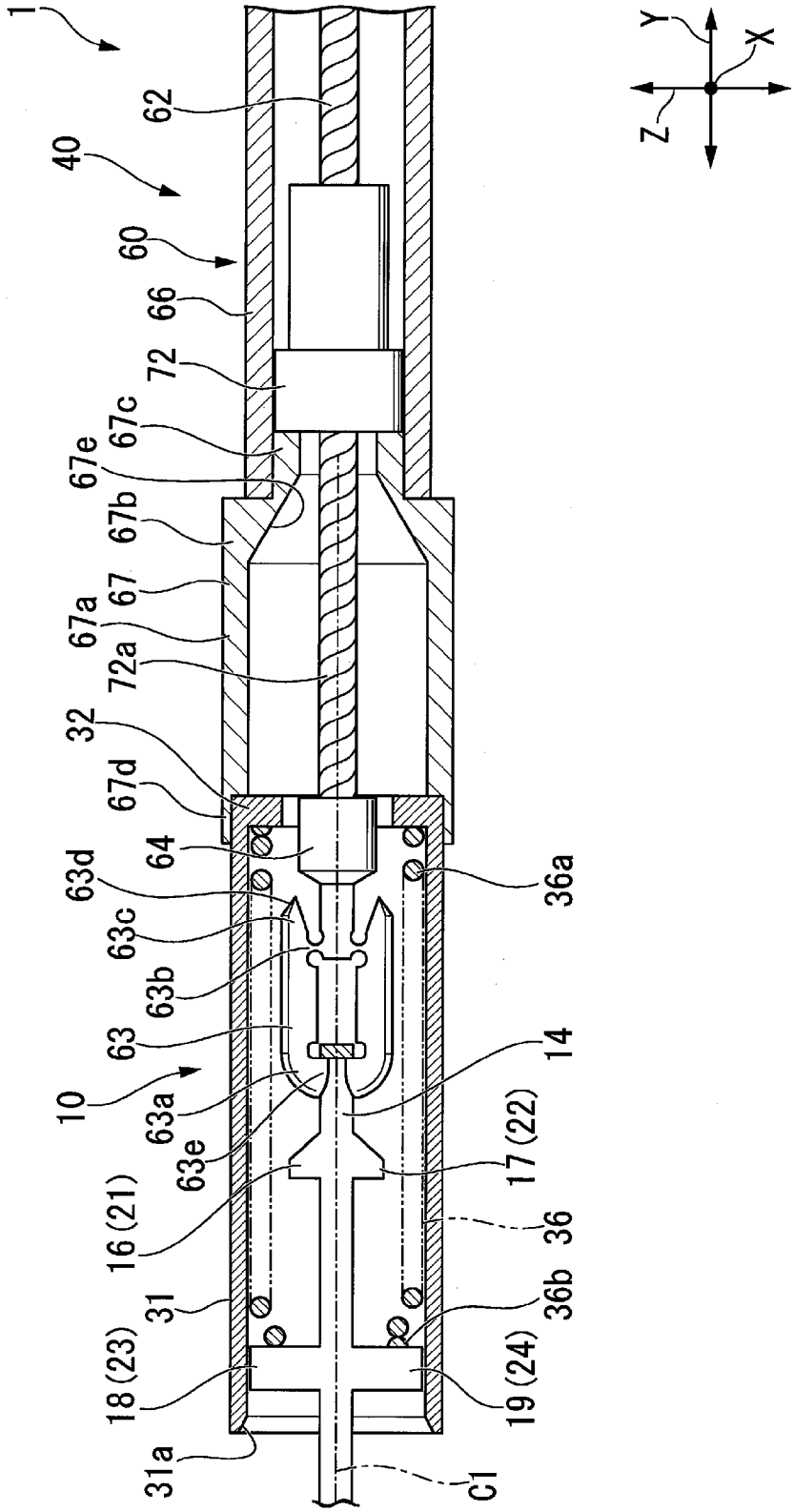
請求項４に記載の医療機器。

[請求項11] 前記リンク部材は、前記シースのテーパー形状の前記内周面に対向して形成された外周面を有し、

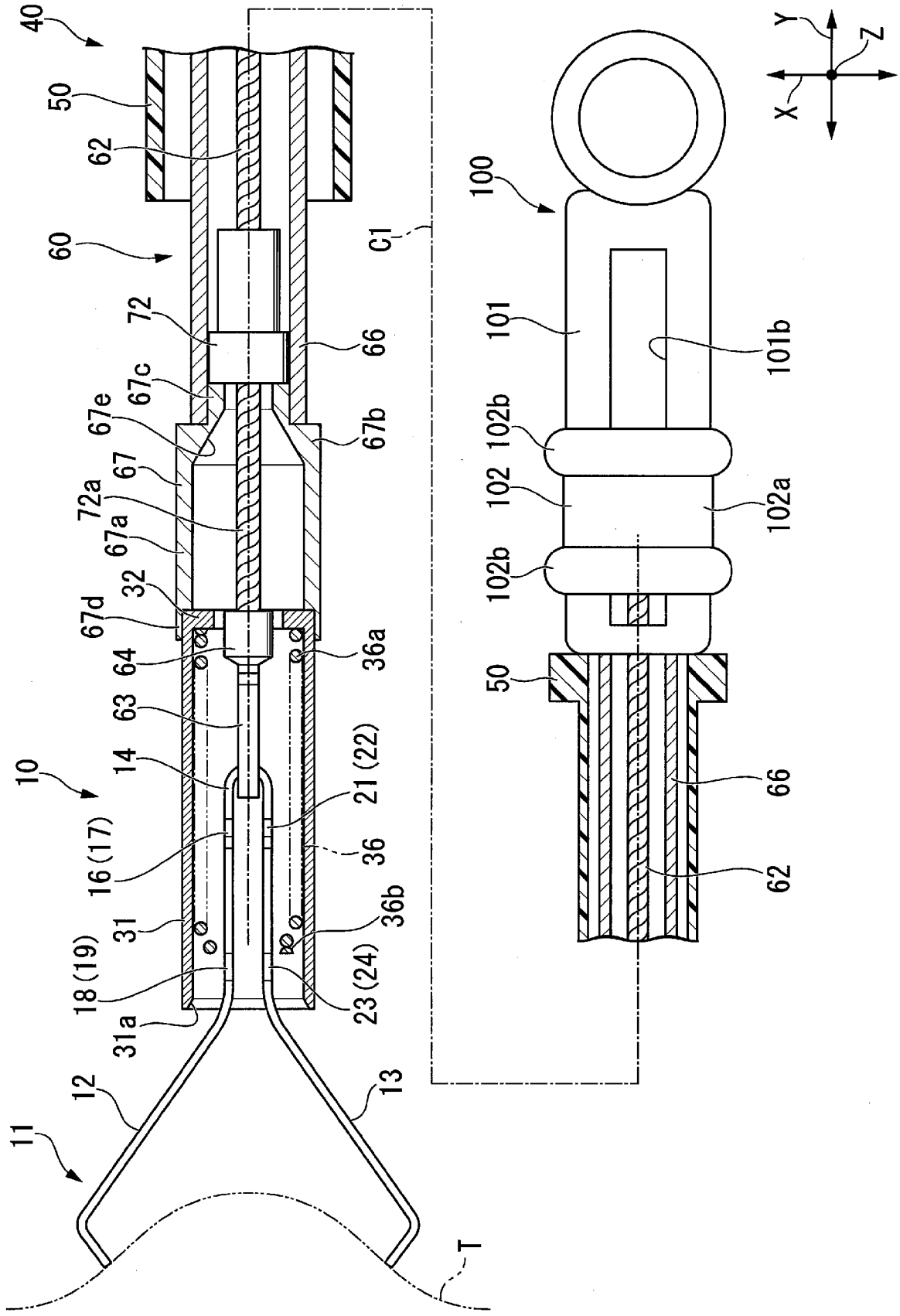
前記リンク部材の前記外周面および前記長手軸が成す角度と、前記シースのテーパー形状の前記内周面および前記長手軸が成す角度とは異なる値である

請求項４に記載の医療機器。

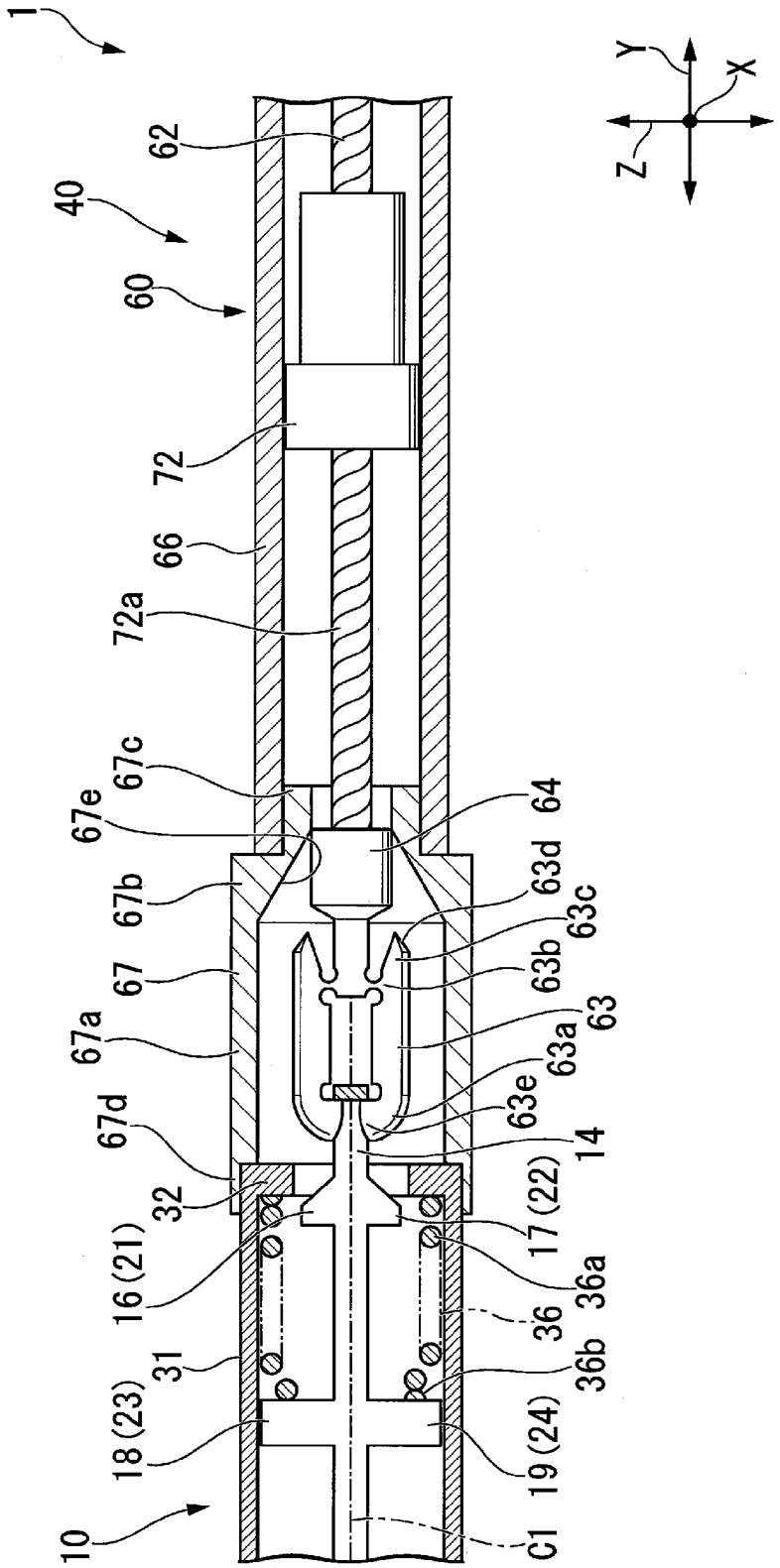
[図1A]


1
62
40
60
66
72
67c
67e
67b
67
67a
72a
32
67d
64
63d
63c
63b
63
10
63a
63e
16 (21)
31
18 (23)
31a
14
17 (22)
36
36b
19 (24)
C1
36a
Y
X
Z

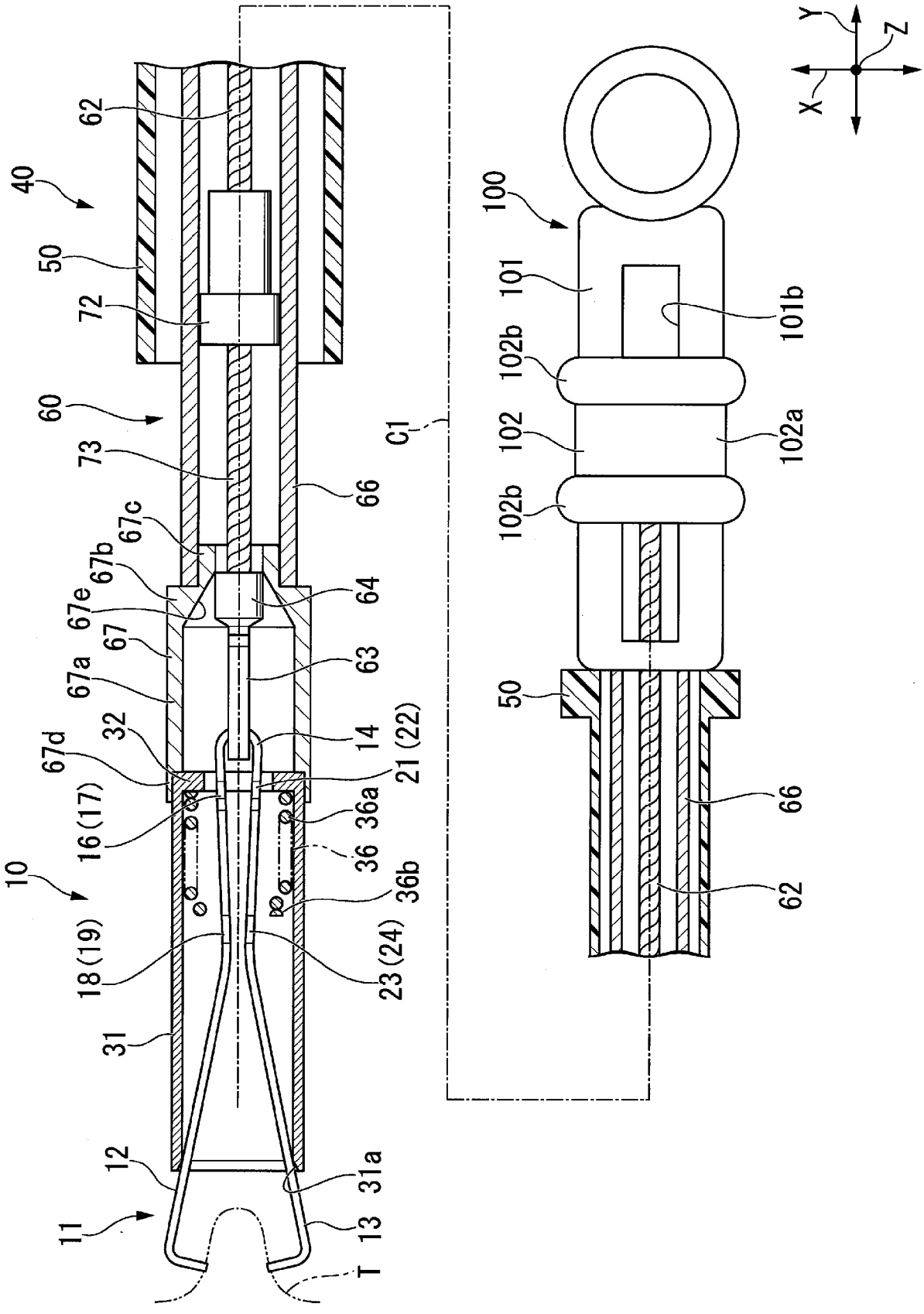
[図1B]


40
50
62
60
72
67c
67e
67
72a
67a
67d
32
64
63
14
10
16(17)
31
18(19)
31a
12
11
C1
66
67b
36a
21(22)
36
36b
23(24)
13
T
100
101
101b
102b
102
102a
102b
50
66
62
Y
Z
X

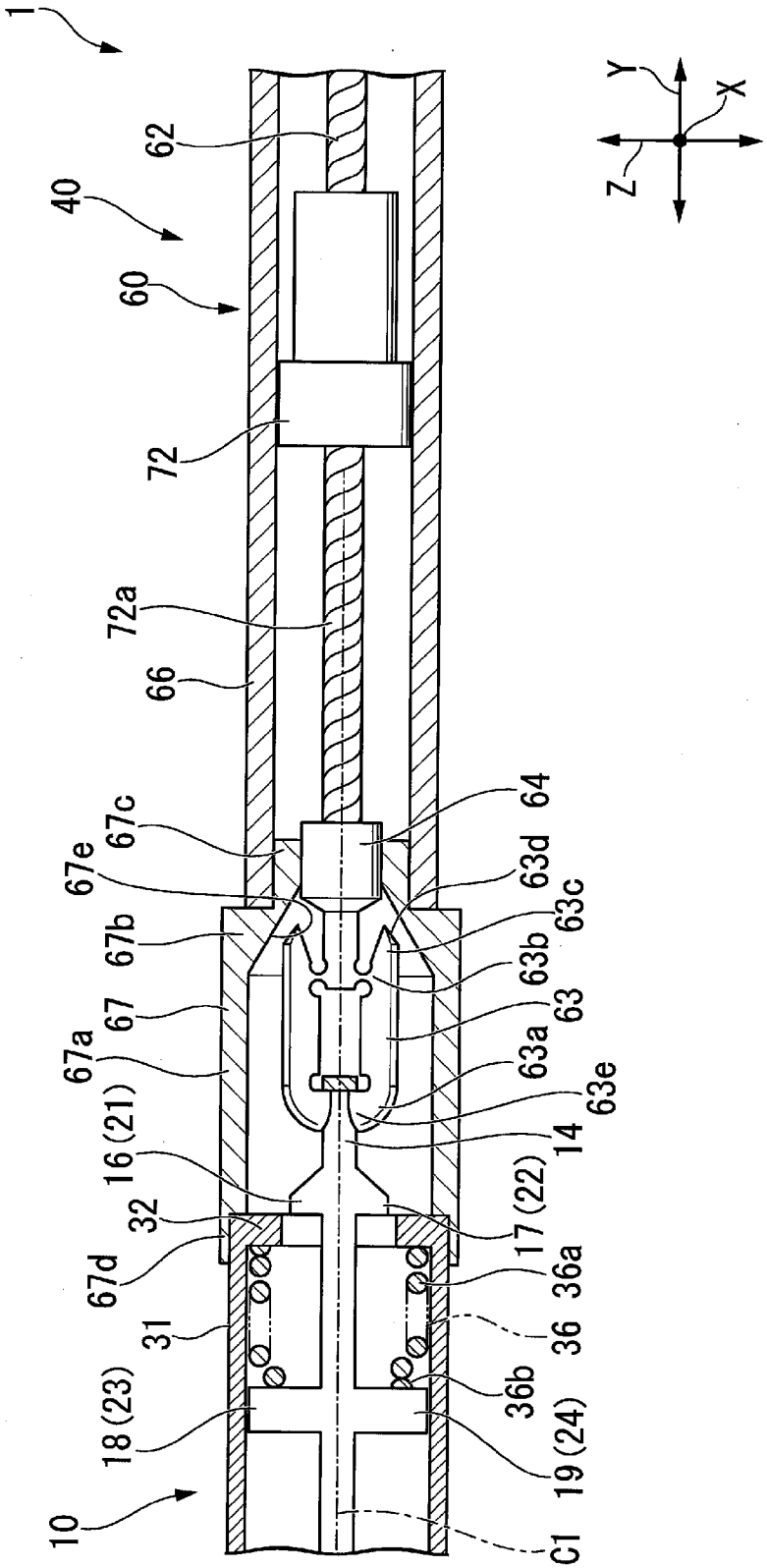
[図2A]


1
62
40
60
72
66
72a
67c
67e
64
67b
63d
63c
67
63b
63
67a
63a
63e
67d
14
32
17 (22)
16 (21)
36a
36
31
36b
18 (23)
19 (24)
10
C1
Y
X
Z

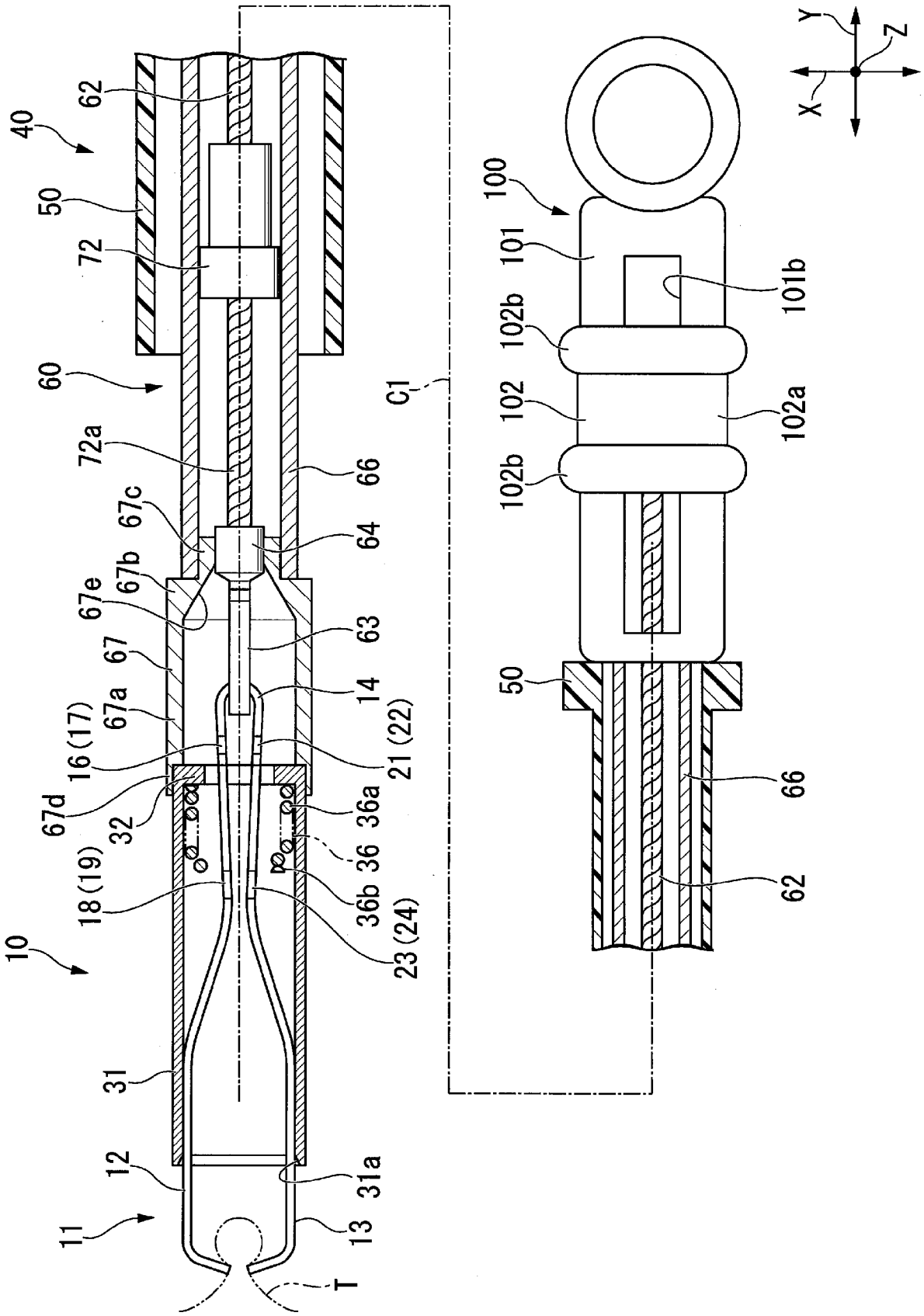
[図2B]


Y
Z
X
62
40
50
72
60
73
66
C1
67c
67b
67e
64
67
67a
63
32
14
67d
21 (22)
16 (17)
36a
36
36b
10
18 (19)
23 (24)
31
12
31a
11
13
T
100
101
101b
102b
102
102a
102b
50
66
62

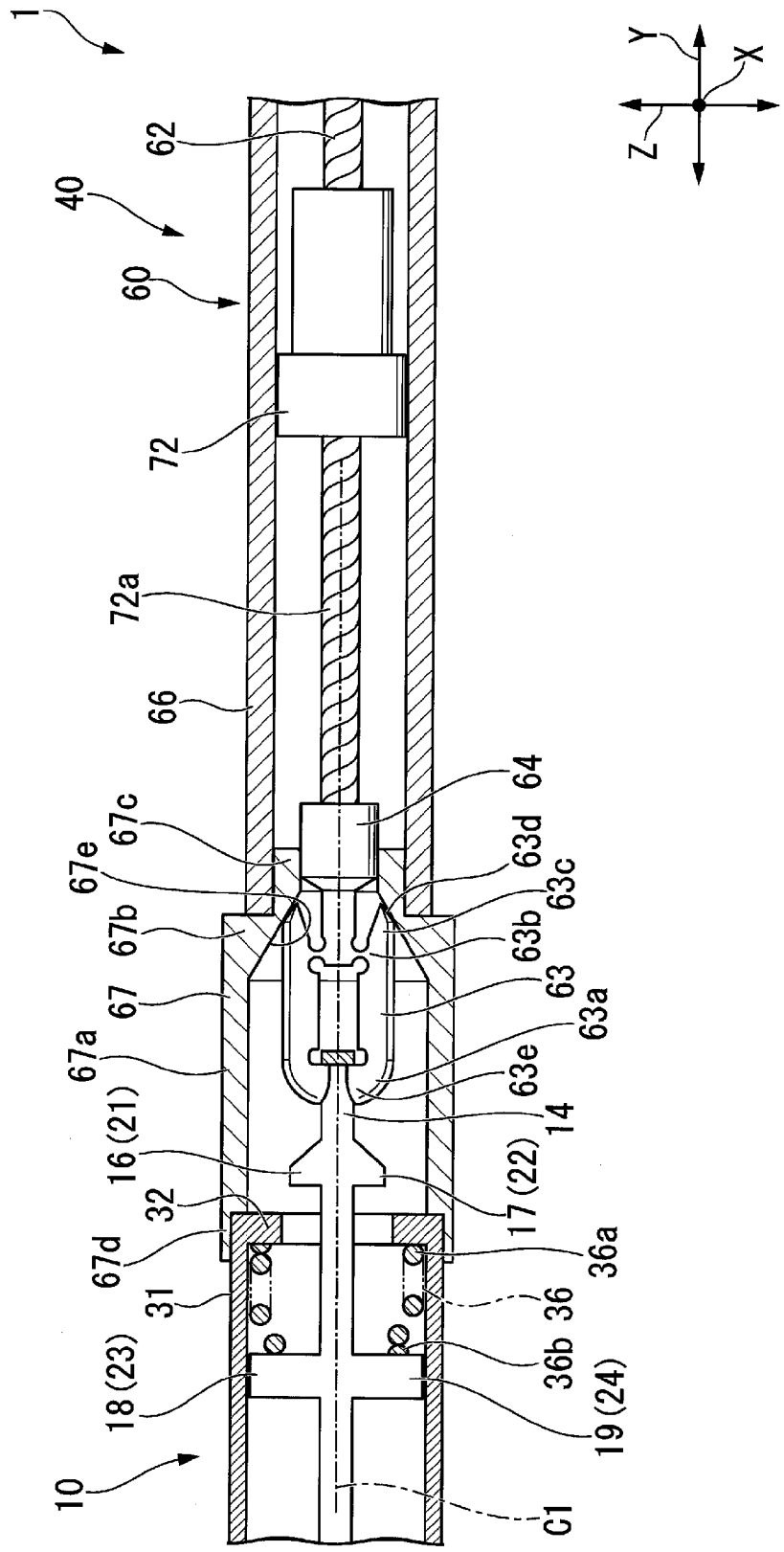
[図3A]


1
62
40
60
72
72a
66
67c
64
67e
63d
63c
67b
63b
67
63
67a
63a
16(21)
63e
14
32
17(22)
67d
36a
31
36
36b
18(23)
19(24)
10
C1
Y
X
Z

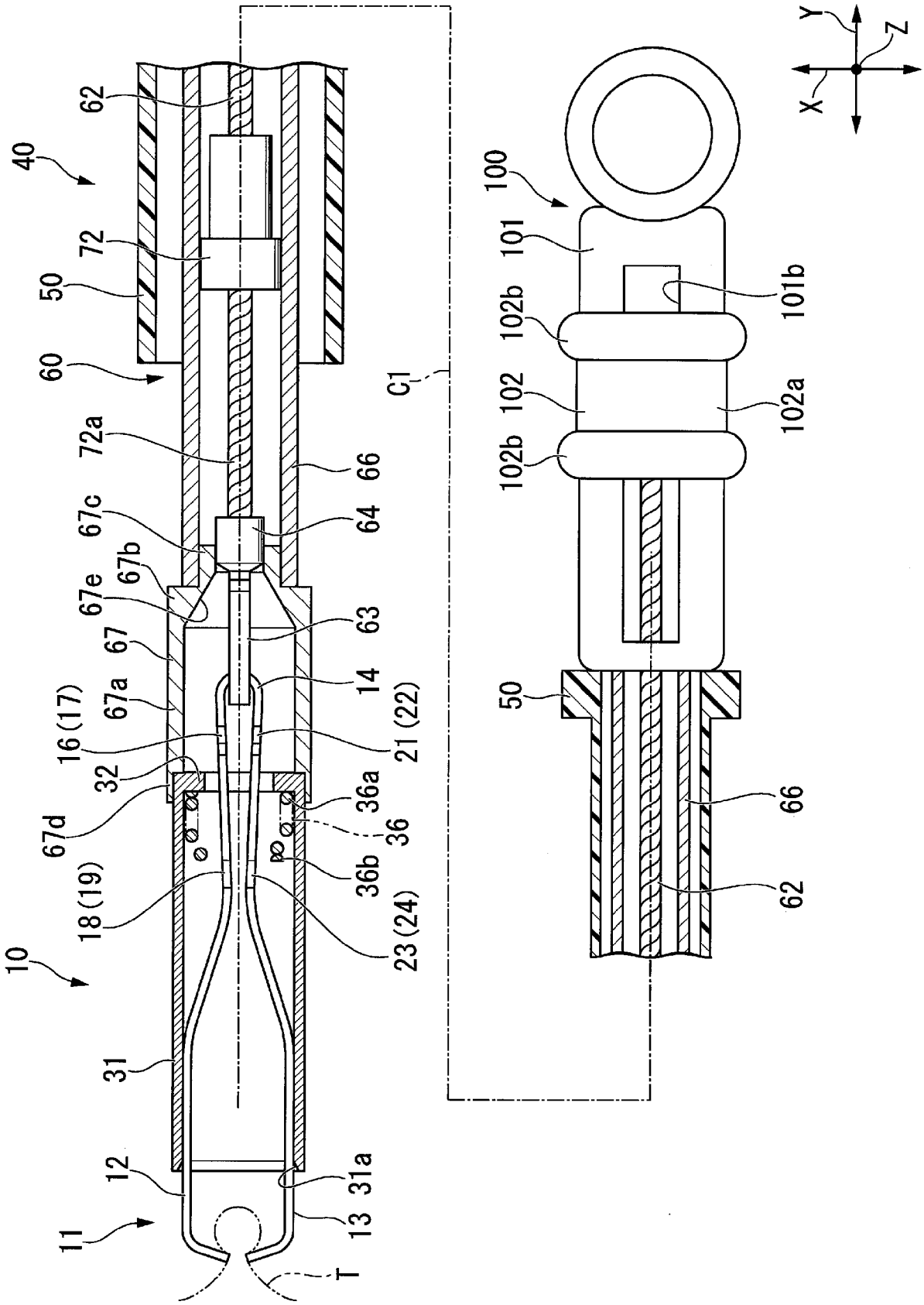
[図3B]


Y
Z
X
40
62
50
72
60
72a
66
67c
64
67b
67e
63
67
14
67a
16(17)
21(22)
67d
32
36a
36
18(19)
36b
23(24)
10
31
12
31a
11
13
T
C1
100
101
101b
102b
102
102a
102b
50
66
62

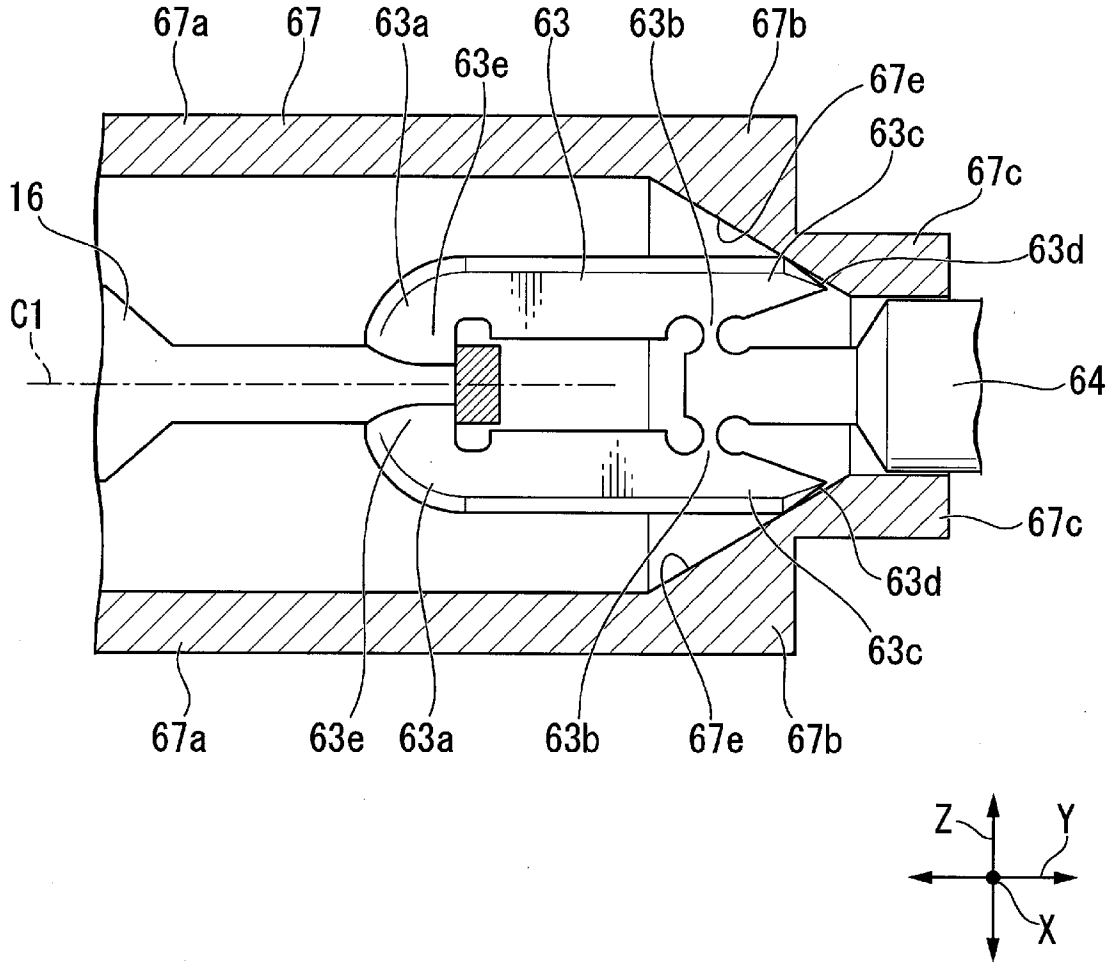
[図4A]


1
62
40
60
72
72a
66
64
67c
67e
63d
63c
67b
63b
67
63
63a
67a
63e
16 (21)
14
17 (22)
32
67d
36a
31
36
36b
18 (23)
19 (24)
10
C1
Y
X
Z

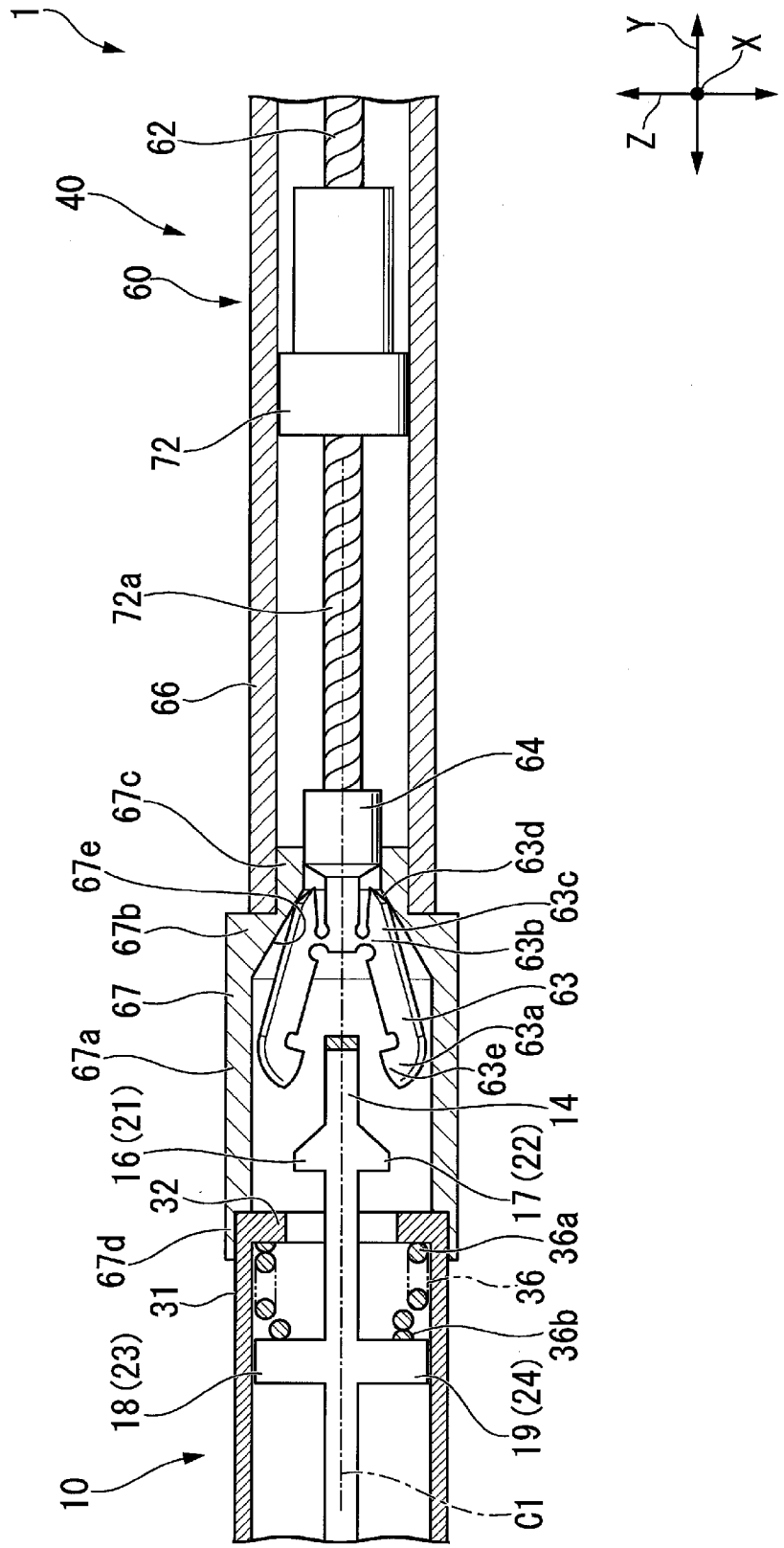
[図4B]


62
40
72
50
60
72a
67c
67e
67b
67
67a
16(17)
32
67d
18(19)
10
31
12
11
13
31a
T
C1
66
64
63
14
21(22)
36a
36
36b
23(24)
100
101
101b
102b
102
102a
102b
50
66
62
Y
Z
X

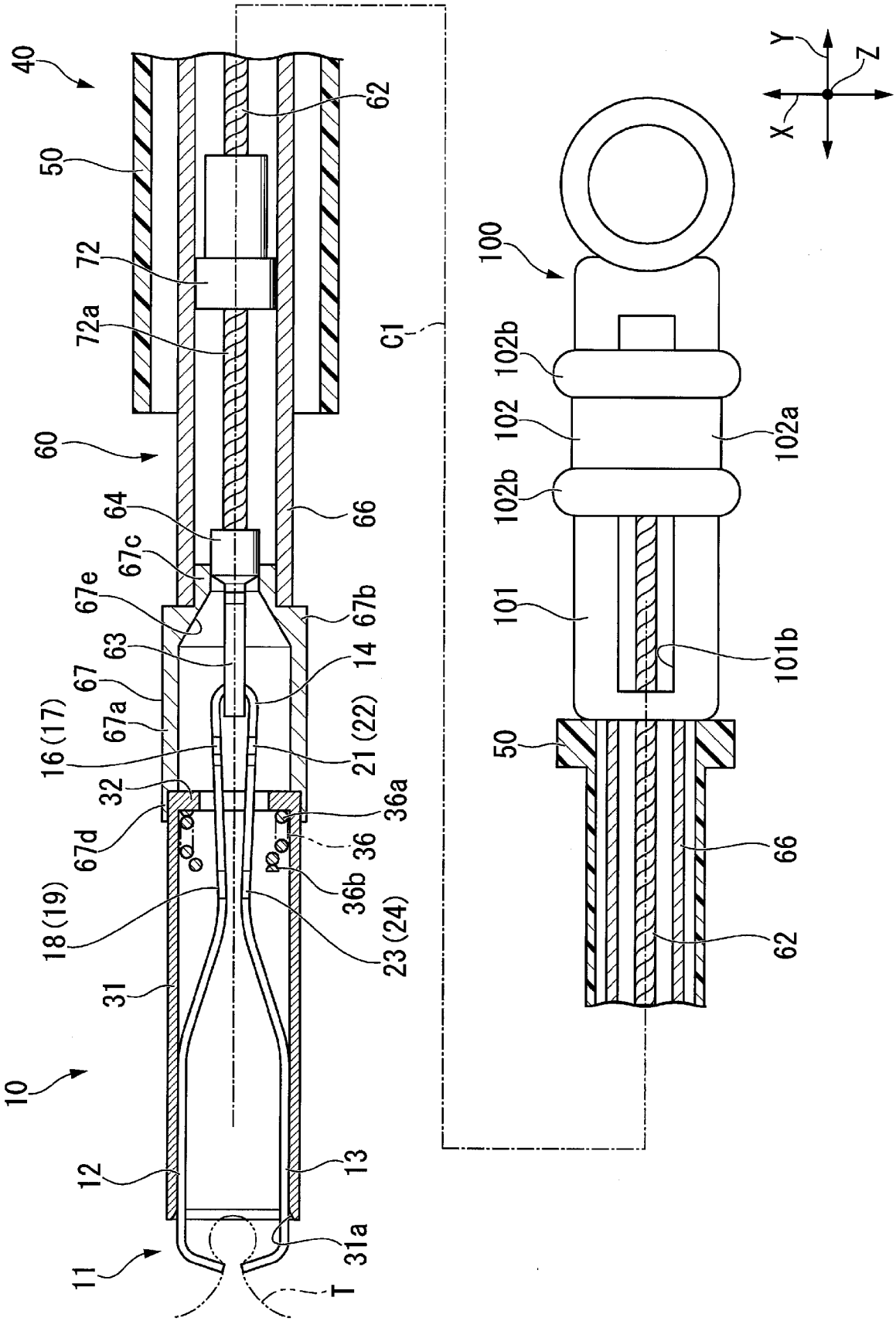
[図4C]


67a
67
63a
63e
63
63b
67b
67e
63c
67c
63d
16
C1
64
67c
63d
63c
67a
63e
63a
63b
67e
67b
Z
Y
X

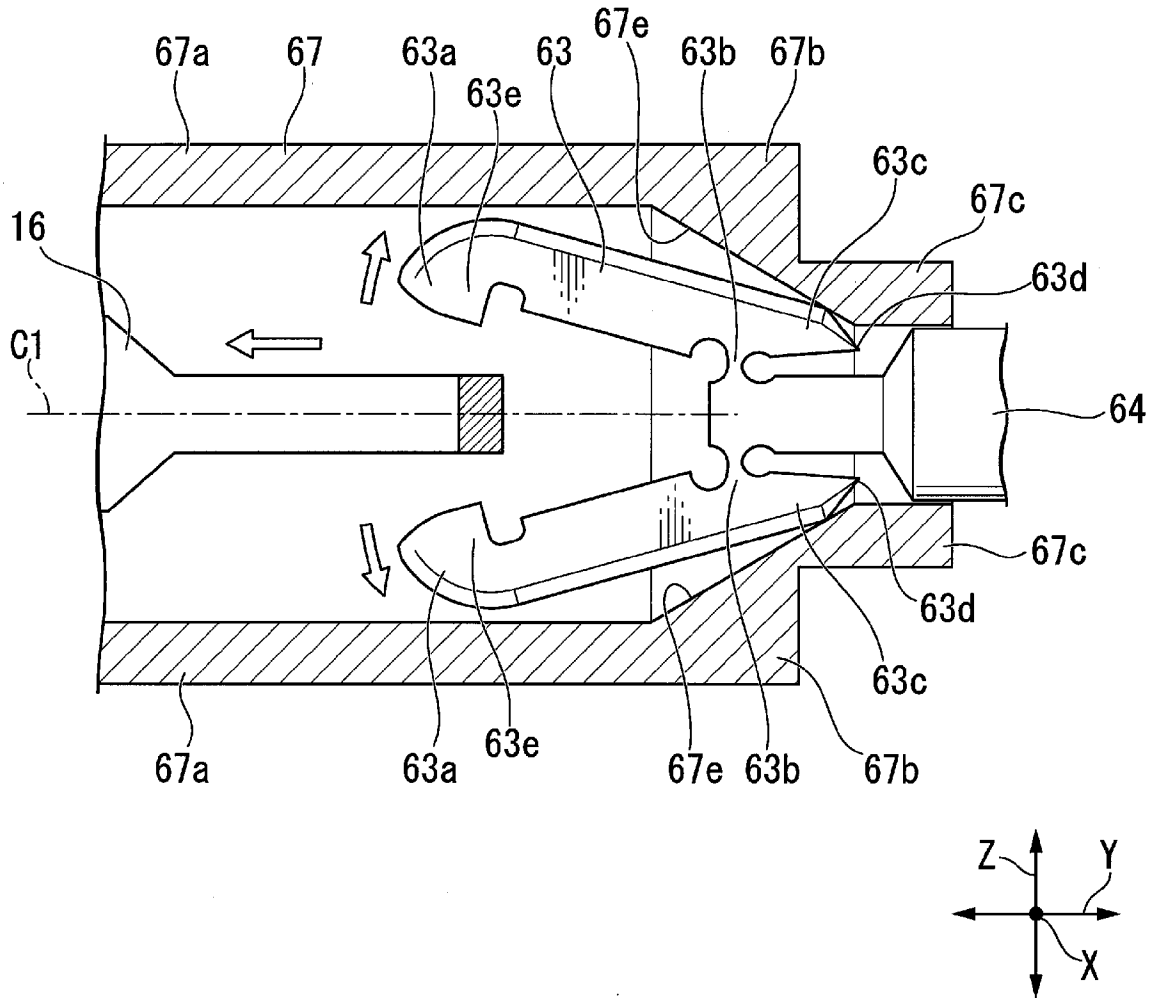
[図5A]


1
62
40
60
72
72a
66
64
67c
67e
63d
63c
67b
63b
67
63
63a
67a
63e
16(21)
14
17(22)
32
36a
67d
36
31
36b
18(23)
19(24)
10
C1
Y
X
Z

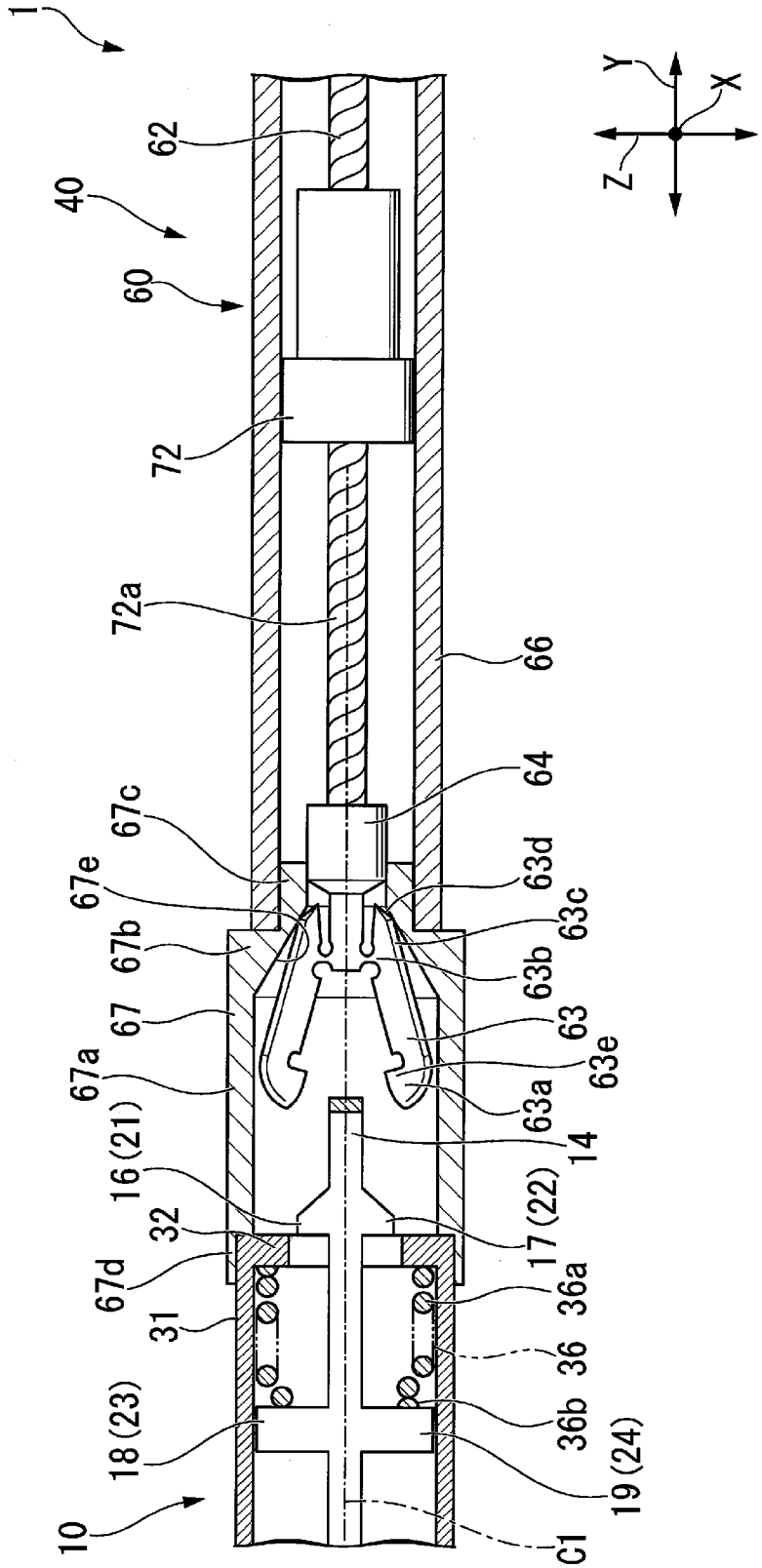
[図5B]


40
50
72
72a
60
64
67c
67e
67
67a
16(17)
32
67d
18(19)
31
10
12
11
62
C1
66
67b
14
63
21(22)
36a
36
36b
23(24)
13
31a
T
100
102b
102
102a
101
101b
Y
Z
X

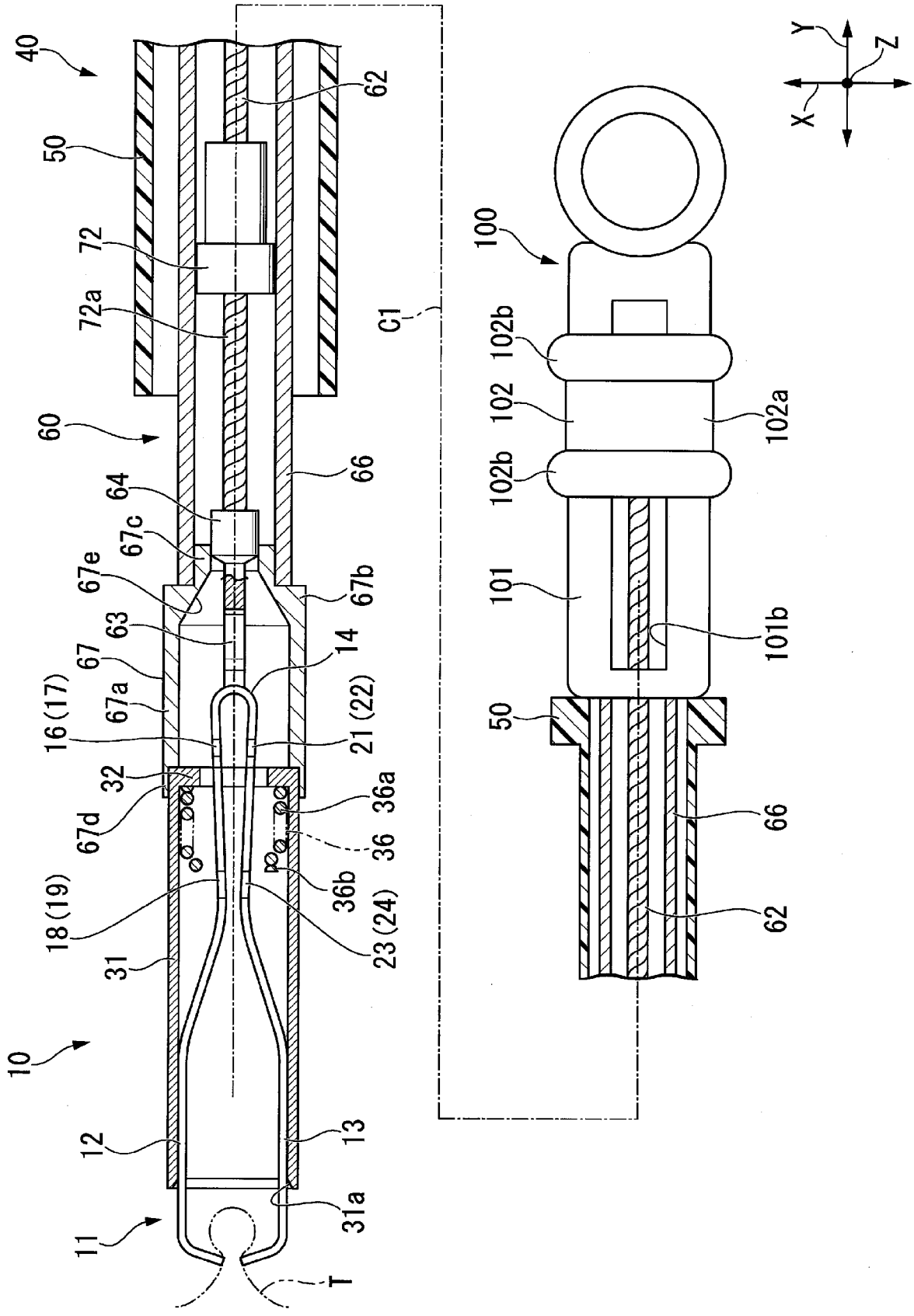
[図5C]


67a
67
63a
63e
63
67e
63b
67b
63c
67c
63d
16
C1
64
67c
63d
63c
67a
63a
63e
67e
63b
67b
Z
Y
X

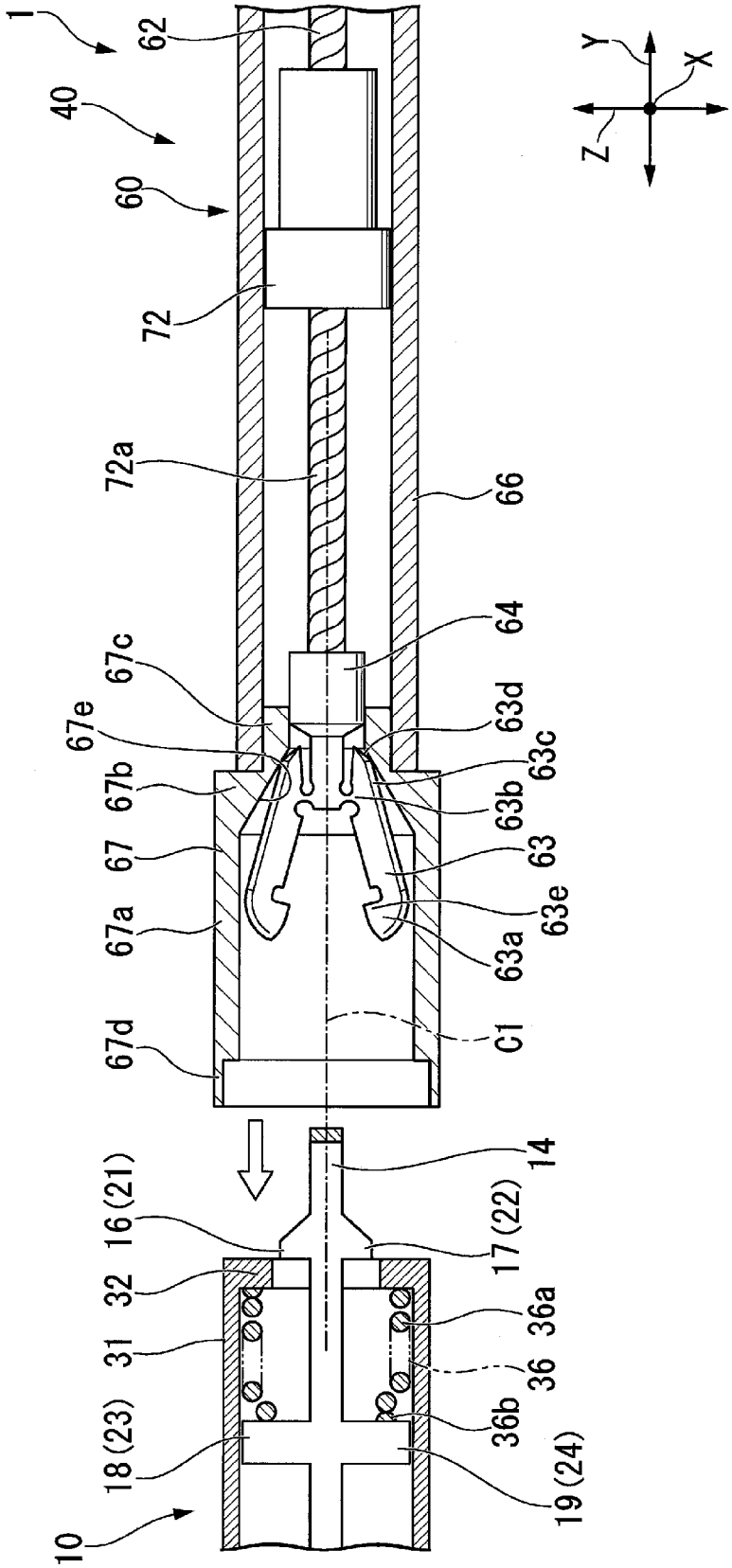
[図6A]


1
62
40
60
72
72a
66
64
67c
67e
63d
63c
67b
63b
67
63
67a
63e
63a
16(21)
14
32
17(22)
67d
36a
31
36
36b
18(23)
19(24)
10
C1
Y
X
Z

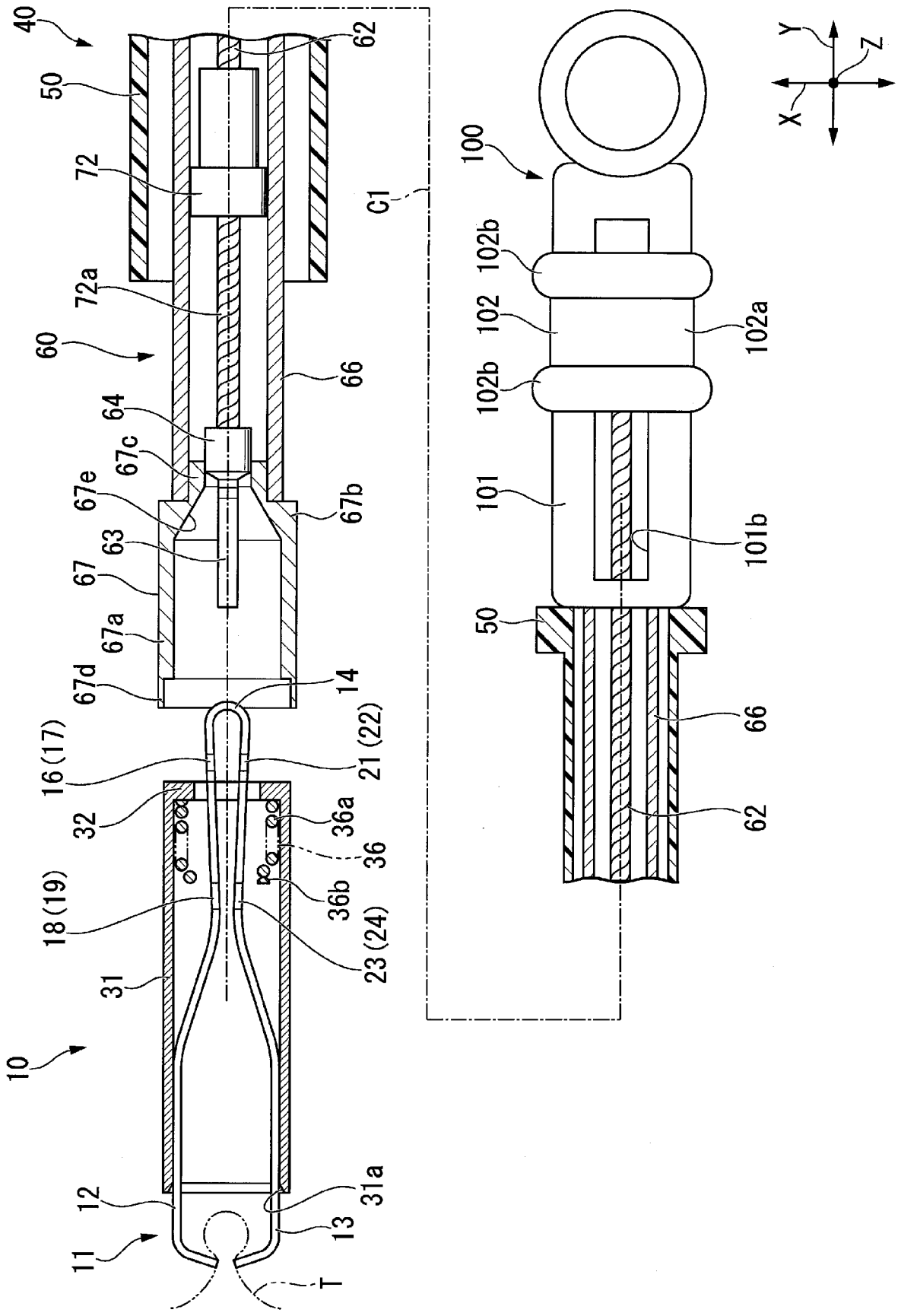
[図6B]


40
50
72
72a
62
60
66
64
67c
67e
67b
63
67
14
67a
16(17)
21(22)
32
67d
36a
36
36b
18(19)
23(24)
31
10
12
13
31a
11
T
C1
100
102b
102
102a
101
101b
Y
Z
X

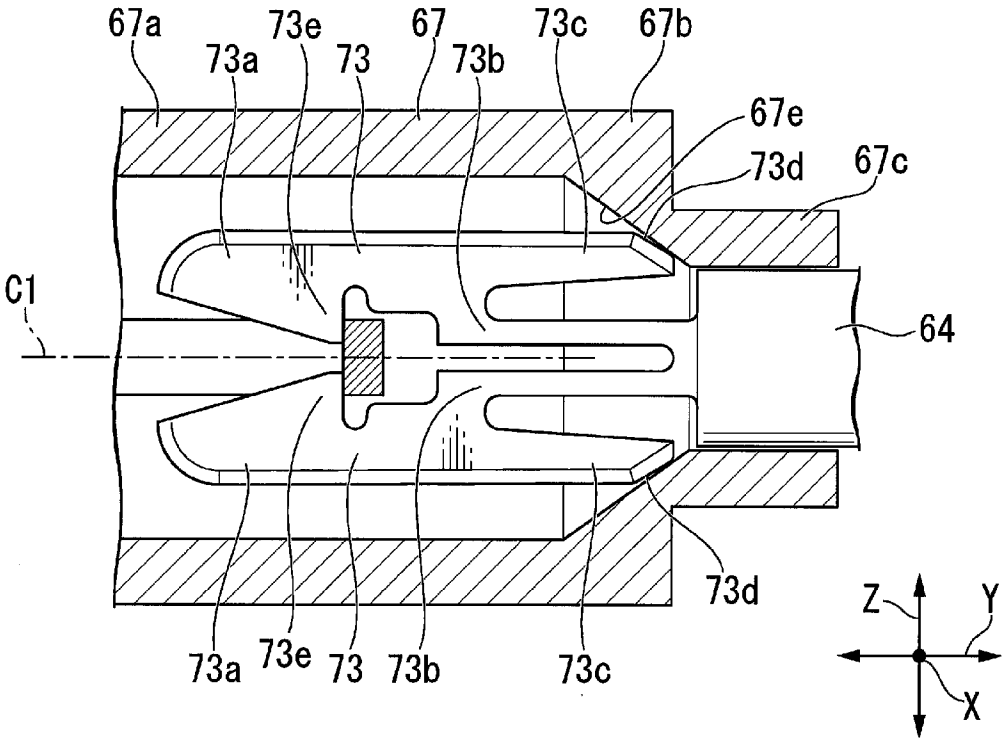
[図7A]


1
62
40
60
72
72a
66
64
67c
67e
63d
63c
67b
63b
67
63
67a
63e
63a
67d
C1
14
16(21)
17(22)
32
36a
31
36
36b
18(23)
19(24)
10
Y
X
Z

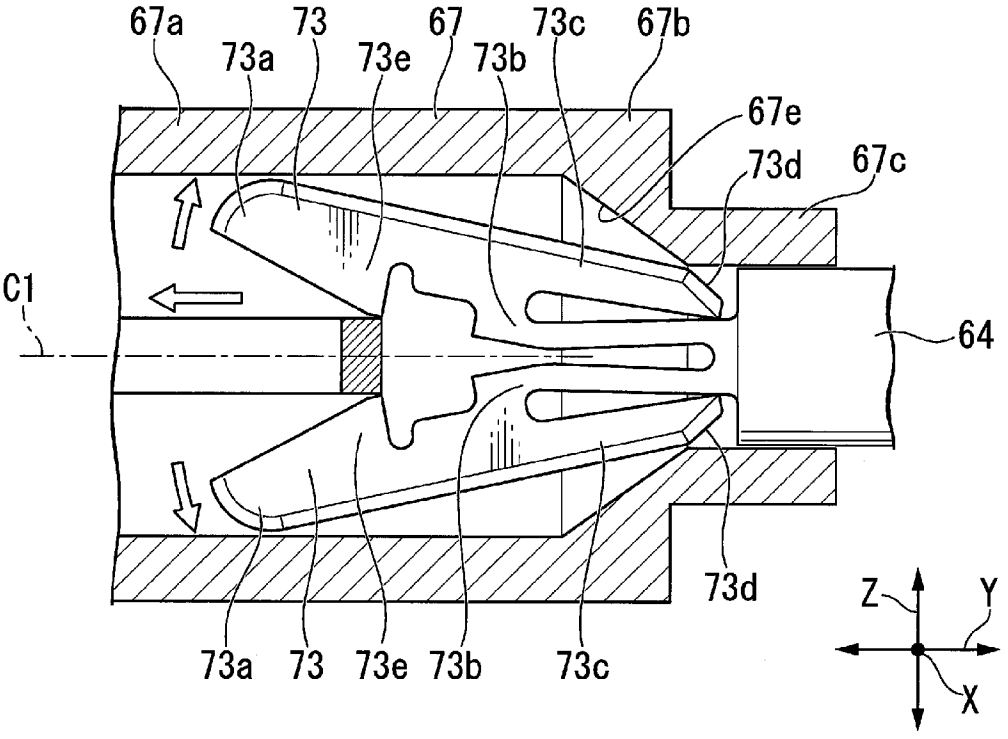
[図7B]


40
50
72
72a
60
64
67c
67e
63
67
67a
67d
16(17)
32
18(19)
31
10
12
11
13
31a
T
C1
62
66
67b
14
21(22)
36a
36
36b
23(24)
100
102b
102
102a
101
101b
Y
Z
X

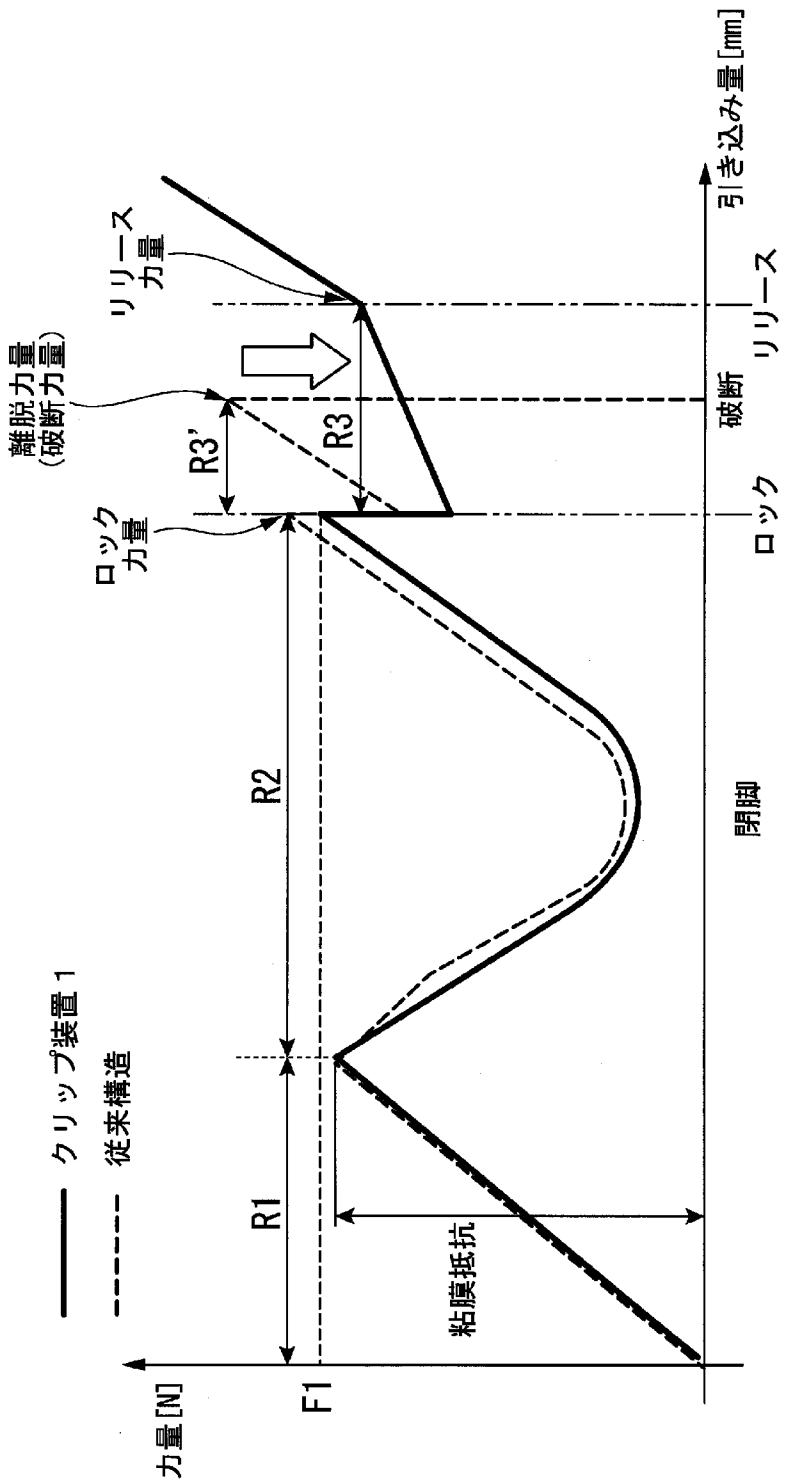
[図8A]


67a
73e
67
73c
67b
73a
73
73b
67e
73d
67c
C1
64
73d
73a
73e
73
73b
73c
Z
Y
X

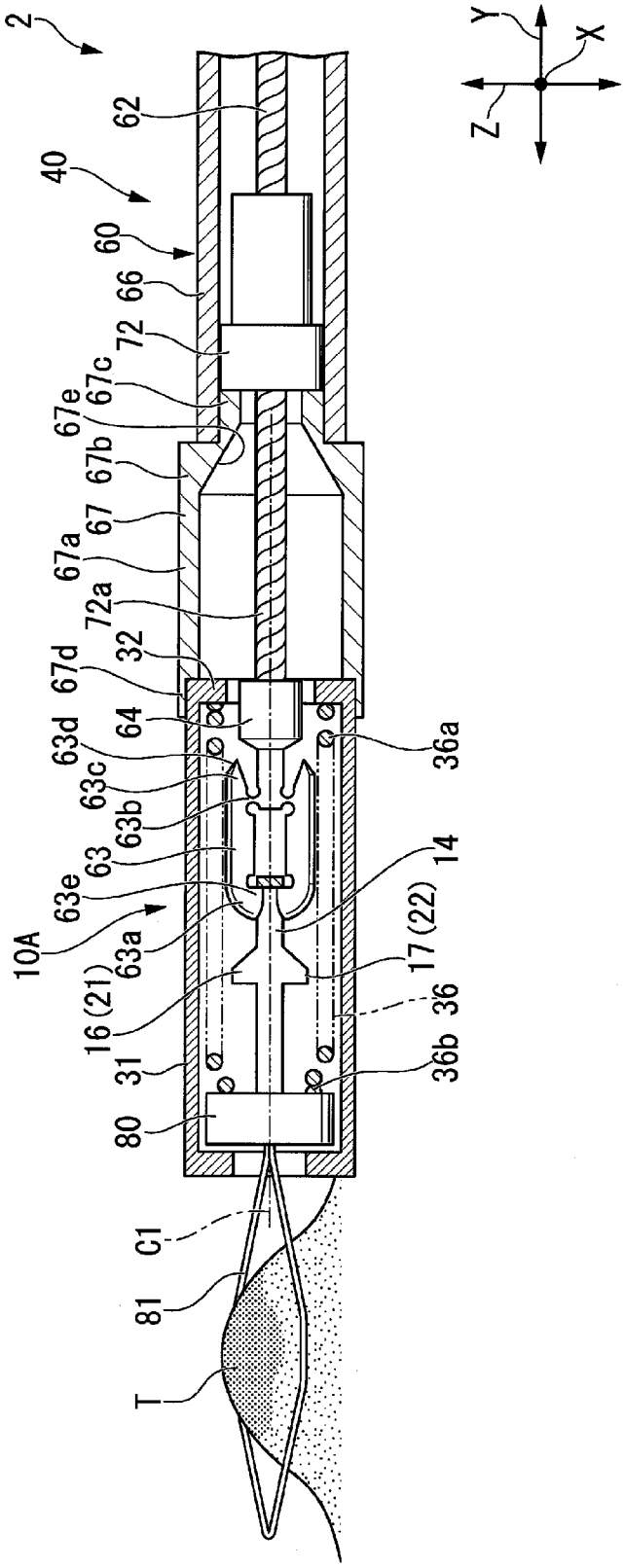
[図8B]


67a
73
67
73c
67b
73a
73e
73b
67e
73d
67c
C1
64
73d
73a
73
73e
73b
73c
Z
Y
X

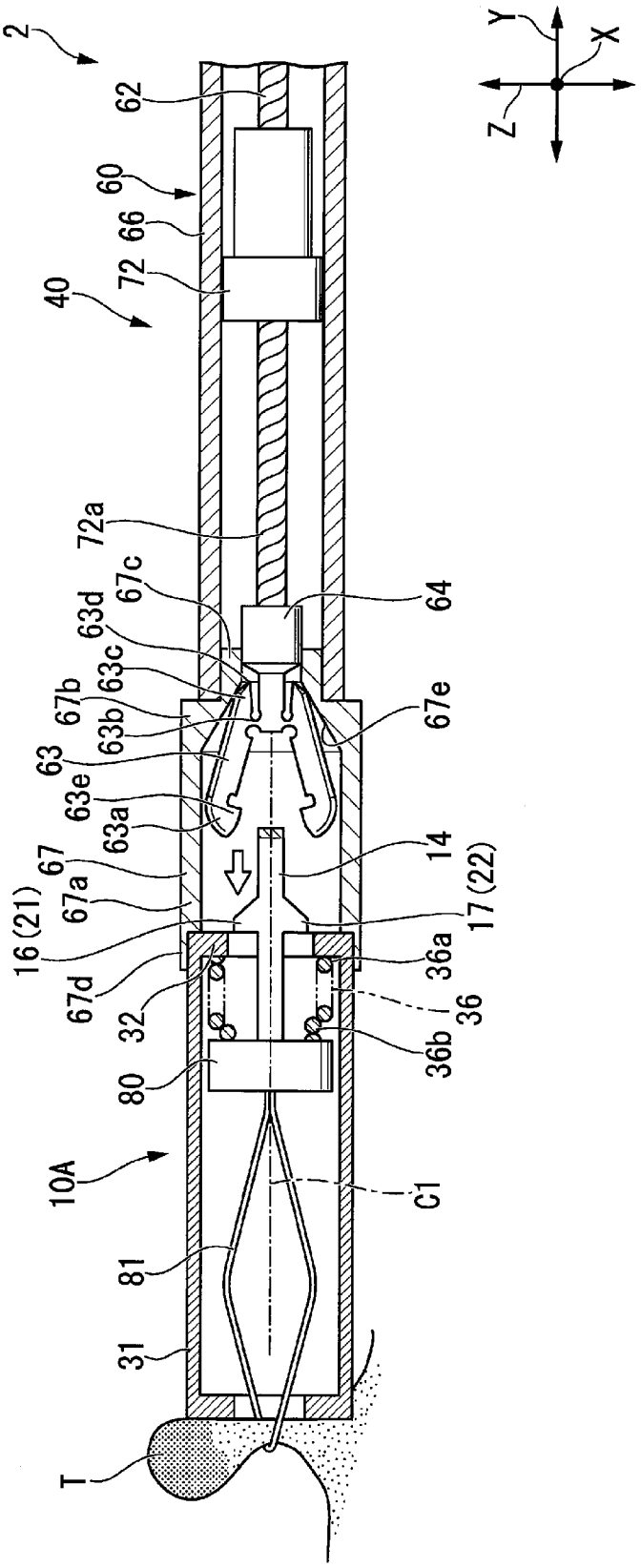
[図9]


引き込み量[mm]
リリース
破断
ロック
閉脚
リリース力量
離脱力量
(破断力量)
ロック力量
R3'
R3
R2
R1
F1
粘膜抵抗
力量[N]
クリップ装置1
従来構造

[図10]


2
62
40
60
66
72
67c
67e
67b
67
67a
72a
32
67d
64
63d
63c
63b
63
63e
10A
63a
16(21)
31
80
C1
81
T
36a
14
17(22)
36
36b
Y
X
Z

[図11]


2
62
60
66
72
40
72a
67c
63d
63c
67b
63b
63
63e
63a
67
67a
16 (21)
67d
32
80
10A
81
31
T
64
67e
14
17 (22)
36a
36
36b
C1
Y
X
Z

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2018/045421

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int. Cl. A61B17/128(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. A61B17/128

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 1971-2019
Registered utility model specifications of Japan 1996-2019
Published registered utility model applications of Japan 1994-2019

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2008-526376 A (BOSTON SCIENTIFIC SCIMED, INC.) 24 July 2008, paragraphs [0065]-[0069], fig. 44-48 & US 2006/0155308 A1, paragraphs [0114]-[0118], fig. 44-48 & US 2009/0306682 A1 & US 2015/0230800 A1 & US 2017/0325822 A1 & WO 2006/076263 A2 & CA 2594539 A1	1-3 4-11
A	JP 2008-023257 A (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) 07 February 2008, fig. 5-7 & US 2008/0027467 A1, fig. 5-7D & EP 1882451 A2 & EP 2335612 A1 & EP 2335613 A1 & CN 101112327 A & KR 10-2008-0010303 A	1-11

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

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

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
26.02.2019	05.03.2019
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１８／０４５４２１

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B17/128(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.　A61B17/128

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	１９７１－２０１９年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１９年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１９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 A	JP 2008-526376 A（ボストン　サイエンティフィック　サイムド，インコーポレイテッド）2008.07.24，［００６５］－［００６９］、図４４－４８ & US 2006/0155308 A1、[0114]-[0118]、FIGS.44-48 & US 2009/0306682 A1 & US 2015/0230800 A1 & US 2017/0325822 A1 & WO 2006/076263 A2 & CA 2594539 A1	1-3 4-11
A	JP 2008-023257 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社）2008.02.07，図５－７ & US 2008/0027467 A1、FIGS.5-7D & EP 1882451 A2 & EP 2335612 A1 & EP 2335613 A1 & CN 101112327 A & KR 10-2008-0010303 A	1-11

☐　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー

「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献

「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 ２６．０２．２０１９	国際調査報告の発送日 ０５．０３．２０１９
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）　３Ｉ　９３２６ 槻木澤　昌司 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３３８６