

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017年7月20日(20.07.2017)



(10) 国際公開番号

WO 2017/122607 A1

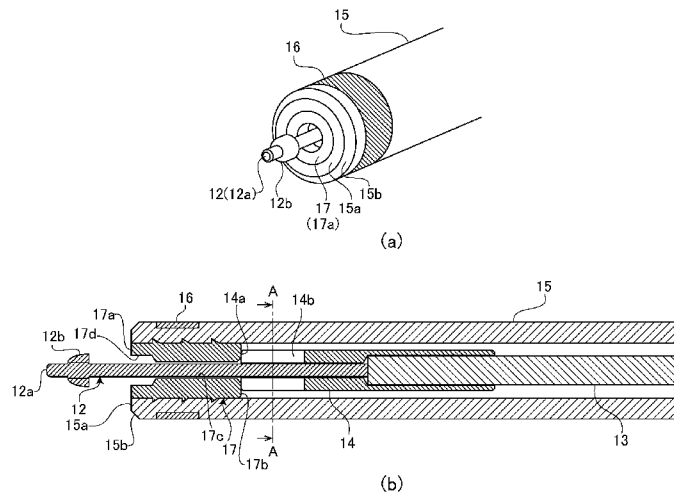
- (51) 国際特許分類:
A61B 18/14 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/000395
- (22) 国際出願日: 2017年1月10日(10.01.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2016-004573 2016年1月13日(13.01.2016) JP
- (71) 出願人: H O Y A 株式会社(HOYA CORPORATION) [JP/JP]; 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 杉田 憲幸(SUGITA, Noriyuki); 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H O Y A 株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 松岡 修平, 外(MATSUOKA, Shuhei et al.); 〒2060034 東京都多摩市鶴牧1丁目24番1号 新都市センタービル6F 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, 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, 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).

[続葉有]

(54) Title: HIGH-FREQUENCY TREATMENT DEVICE FOR ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: 内視鏡用高周波処置具

[図2]



(57) Abstract: This high-frequency treatment device (1) for an endoscope is equipped with a flexible sheath (15). A conductive stopper (17) is inserted into the tip of the sheath (15). A conductive wire (13) is passed through the interior of the sheath (15). A conductive rod-shaped high-frequency knife (12) is connected to the tip of the wire (13). When the wire (13) is advanced or retracted within the sheath (15) by means of a controller (20), the length by which the knife (12) protrudes from the tip surface (15a) of the sheath (15) changes. A high-frequency power supply is connected to a contact (26), and a high-frequency current is fed to the knife (12) and stopper (17) via the wire (13). A protruding member (12b) that protrudes from the side surface of the knife (12) is provided at a position a predetermined distance back from the tip surface (12a) of the knife (12). When the wire (13) is retracted, the protruding member (12b) touches the stopper (17). At this time, the tip surface (12a) of the knife (12) protrudes by a predetermined amount from the tip surface (17a) of the stopper (17). The tip side of the protruding member (12b) has a tapered shape. As a consequence, the vicinity of the boundary of the side surface of the high-frequency knife (12) and the tapered surface of the protruding member (12b) touches the mucous membrane, enabling incision of the mucous membrane.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2017/122607 A1



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

内視鏡用高周波処置具(1)は可撓性シース(15)を備える。シース(15)の先端には導電性のストッパ(17)が嵌入される。シース(15)の内部には導電性のワイヤ(13)が挿通される。ワイヤ(13)の先端には導電性のロッド状の高周波ナイフ(12)が接続される。操作部(20)によってワイヤ(13)をシース(15)内で前進又は後退させると、ナイフ(12)がシース(15)の先端面(15a)から突出する長さが変化する。接点部(26)に高周波電源を接続し、ワイヤ(13)を介してナイフ(12)及びストッパ(17)に高周波電流を流す。ナイフ(12)の先端面(12a)から所定量後退した位置に、ナイフ(12)の側面から突出する突起部材(12b)が設けられる。ワイヤ(13)を後退させると、突起部材(12b)がストッパ(17)に当接する。このとき、ナイフ(12)の先端面(12a)はストッパ(17)の先端面(17a)から所定量突出する。突起部材(12b)の先端側は先細り形状である。このため、高周波ナイフ(12)の側面と突起部材(12b)のテーパ形状面との境界付近が粘膜に接触し、粘膜を切開することができる。

明 細 書

発明の名称：内視鏡用高周波処置具

技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿入されて使用される内視鏡用高周波処置具に関する。

背景技術

[0002] 早期食道癌、早期胃癌、早期大腸癌等の広範囲に及ぶ病変部を内視鏡を用いて確実に一括切除することが可能な方法として、内視鏡的粘膜下層剥離術（Endoscopic Submucosal Dissection（以下、「ESD」という。））が知られている。ESDの手技は、（１）病変部の切除範囲にマーキングを施し（マーキング）、（２）粘膜下層に薬液を局所注射して粘膜病変部を隆起させ（局注）、（３）マーキングに従って粘膜病変部の周囲を切開した後、粘膜下層を剥離し（切開・剥離）、（４）剥離した潰瘍面や切開、剥離時に発生した出血を止血する（止血）、といった処置（工程）よりなる。ESDの各工程では、専用のディスポーザブル内視鏡用処置具が使用される。例えば特開2010-42155号公報（以下、「特許文献1」と記す。）に記載されているように、切開・剥離の工程では、高周波電流を通電して粘膜等を切除するニードルナイフ等を備えた内視鏡用処置具が使用される。

[0003] ESDは、広範囲の病変部を一括切除する治療方法であるため、治療時間が長く、手技的難易度も高い。そのため、粘膜等の切除を行う際、出血を伴うことが多い。術者は、手技中に出血が生じると、切開・剥離用の内視鏡用処置具を体腔内から一旦取り出し、止血用の内視鏡用処置具に差し替えて、内視鏡的止血術を行う必要がある。すなわち、ESDでは、用途に応じた（各工程に応じた）複数のディスポーザブル専用処置具が必要であり、また、予期せぬ出血等があるとそれに応じた対処が必要となる。そのため、コスト及び手技時間の観点から、複数の処置（工程）に対応できる内視鏡用処置具が望まれていた。

[0004] そこで、特開 2013-111308 号公報（以下、「特許文献 2」と記す。）において、ESD の複数の処置に使用することが可能な内視鏡用高周波処置具が提案されている。

[0005] 特許文献 2 に記載の内視鏡用高周波処置具は、可撓性シースの先端面からの突出量が増えるナイフ部を備えている。ナイフ部は、前進操作されると、突出量が切開や剥離の処置に適した 2 mm 程度となる位置で停止し、後退操作されると、突出量がマーキングや止血の処置に適した 0.5 mm 程度となる位置で停止する。ナイフ部の突出量を ESD の各処置に応じて変化させることにより、これらの処置中に内視鏡用処置具を差し替える必要がなくなる。そのため、手技の作業性が高められて、手技時間が短縮される。

発明の概要

[0006] 図 11 (a) は、特許文献 2 に記載の内視鏡用高周波処置具を用いて粘膜病変部の周囲を切開している状態を示す図である。図 11 (a) に示されるように、特許文献 2 に記載の内視鏡用高周波処置具では、突起部材によって粘膜が押されることにより、ナイフ部の先端部分に粘膜が接触しないことがある。ナイフ部の先端部分が粘膜に接触しない場合、先端部分による粘膜の切開が行われなため、切開される粘膜の深さが浅くなる。ナイフ部の先端部分で切開できなかった粘膜を切開するには、ナイフ部を前回よりも深い位置に差し込んだうえで同様の作業を繰り返す必要がある。そのため、切開の回数が増えて、手技時間が長くなるという問題が指摘される。この問題を解決するため、ナイフ部の全長を長くすることが考えられる。しかし、この場合、粘膜穿孔等が発生する虞があるため、ナイフ部の全長を長くすることは難しい。

[0007] 本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、ナイフ部の全長が長くなるのを抑えつつ切開回数の増加も抑えるのに最適な内視鏡用高周波処置具を提供することである。

[0008] 本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具は、内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿入可能な可撓性シースと、可撓性シースの先端に嵌入され

た導電性を持つ先端部材と、可撓性シース内部に挿通された導電性を持つワイヤと、ワイヤの先端に接続されており、操作部によって該ワイヤが可撓性シース内で進退されることにより、可撓性シースの先端面からの突出量が変わる、導電性を持つロッド状のナイフ部と、ワイヤを介して先端部材及びナイフ部に高周波電流を流すための高周波電源を接続可能な接点部とを備える構成としてもよい。この構成において、ナイフ部は、その最も先端から所定量後退した位置に、該ナイフの側面から突出する突起部材が設けられており、ワイヤと共に後退されると、突起部材が先端部材に当接して、ナイフ部の先端部分が該先端部材の先端面から所定量突出した位置で停止する。また、突起部材は、先端側が先細り形状となっている。

[0009] また、本発明の一実施形態において、突起部材は、例えば、先端側がテーパ形状又は面取りされた形状となっている。

[0010] また、本発明の一実施形態において、突起部材は、基端側がナイフ部の側面に対して段差をなす形状を持つ構成としてもよい。

[0011] また、本発明の一実施形態において、先端部材は、その先端側に突起部材を収容する収容部を有する構成としてもよい。この構成において、ナイフ部がワイヤと共に後退されると、突起部材が収容部内に収容されて該収容部を規定する壁部に当接して停止すると共に、該ナイフ部の先端部分が先端部材の先端面から所定量突出した位置で停止する。

[0012] また、本発明の一実施形態において、上記の所定量は、例えば、0.3 mm～0.7 mmの範囲内である。

[0013] 本発明の一実施形態によれば、ナイフ部の全長が長くなるのを抑えつつ切開回数の増加も抑えるのに好適な内視鏡用高周波処置具が提供される。

図面の簡単な説明

[0014] [図1]本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具の構成を示す外観図及び断面図である。

[図2]本発明の一実施形態において、高周波ナイフを最も前に移動させたときの、内視鏡用高周波処置具の先端部近傍の構成を示す拡大図である。

[図3]本発明の一実施形態において、高周波ナイフを最も後ろに移動させたときの、内視鏡用高周波処置具の先端部近傍の構成を示す拡大図である。

[図4]図2のA－A断面図である。

[図5]本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具を用いて行われるESDの各処置を説明する図である。

[図6]本発明の別の実施形態に係る内視鏡用高周波処置具に備えられる突起部材の構成を示す側面図である。

[図7]本発明の別の実施形態に係る内視鏡用高周波処置具に備えられる突起部材の構成を示す側面図である。

[図8]本発明の別の実施形態に係る内視鏡用高周波処置具に備えられる突起部材の構成を示す側面図である。

[図9]本発明の一実施形態において、高周波ナイフを最も前に移動させたときの、内視鏡用高周波処置具の先端部近傍の構成を示す拡大図である。

[図10]本発明の別の実施形態において、高周波ナイフを最も後ろに移動させたときの、内視鏡用高周波処置具の先端部近傍の構成を示す拡大図である。

[図11]従来の内視鏡用高周波処置具、本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具のそれぞれを用いて粘膜病変部の周囲を切開している状態を示す図である。

発明を実施するための形態

[0015] 以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。なお、以下においては、本発明の一実施形態として内視鏡用高周波処置具を例に取り説明する。

[0016] 図1(a)、図1(b)は、それぞれ、本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具1の構成を示す外観図、断面図である。概説すると、図1に示されるように、内視鏡用高周波処置具1は、高周波ナイフ12、高周波ナイフ12に接続されたワイヤ13、ナイフ12及びワイヤ13が挿通されたシース(可撓性シース)15、ワイヤ13及びシース15を操作するための操作部20等を備えており、シース15が不図示の内視鏡の処置具挿通チャ

ンネルから体腔内に挿入されてESDの手技に使用される。

[0017] 高周波ナイフ12は、SUS等のロッド状（例示的には丸棒状）の金属製部材であり、体腔内組織の切開・剥離処理等のため、高周波電流が通電される。高周波ナイフ12は、操作部20の操作によって進退されることにより、シース15の先端面からの突出量が変化するように構成されている。

[0018] 図2及び図3は、内視鏡用高周波処置具1の先端部近傍の構成を示す拡大図である。図2(a)、図2(b)は、それぞれ、操作部20によって高周波ナイフ12を所定の前進位置（ナイフ前進位置）に移動させたときの状態を示す拡大斜視図、拡大断面図である。図3(a)、図3(b)は、それぞれ、操作部20によって高周波ナイフ12を所定の後退位置（ナイフ後退位置）に移動させたときの状態を示す拡大斜視図、拡大断面図である。

[0019] 図2及び図3に示されるように、高周波ナイフ12は、その先端面（ナイフ先端面12a）近傍に、高周波ナイフ12の側面から突出する突起部材12bが設けられている。高周波ナイフ12は、その基端部が接続部材14を介してワイヤ13に電氣的及び機械的に接続されている。

[0020] 突起部材12bは、中心部分に貫通孔を有する錐状の金属製部材である。突起部材12bの先端側は、先細り形状となっており、具体的には、図2及び図3に示されるように、放物線テーパ形状となっている。また、突起部材12bの基端側は、フラットな基端面を持つ形状となっている。

[0021] 突起部材12bは、高周波ナイフ12がその貫通孔に挿通されて、ナイフ先端面12aから所定量後退した位置（例えばナイフ先端面12aから0.5mm後方の位置）で溶接されている。これにより、突起部材12bの先端側では、高周波ナイフ12と突起部材12bとが段差無く（高周波ナイフ12の側面と突起部材12bの放射線テーパ形状面とが鈍角をなして）接続され、突起部材12bの基端側では、高周波ナイフ12と突起部材12bとが段差をなして（高周波ナイフ12の側面と突起部材12bの基端面とが直角をなして）接続される。なお、高周波ナイフ12の外径は、高周波電流の密度を高めるため、約0.3mmと極力細く形成されている。また、突起部材

12bの外径（最外径）は、約0.6mmに形成されている。

[0022] 本発明の一実施形態では、高周波ナイフ12と突起部材12bが別々の部材で構成されているが、別の実施形態では、高周波ナイフ12と突起部材12bが一体の部材で形成されてもよい。

[0023] ワイヤ13は、SUS等の金属製ワイヤである。ワイヤ13は、その先端が接続部材14によって高周波ナイフ12の基端と接続された状態でシース15に挿通されている。ワイヤ13の基端は、操作部20まで延びている。術者が操作部20を操作してシース15内でワイヤ13を進退させることにより、高周波ナイフ12がワイヤ13と一体となって進退して、シース15の先端面（シース先端面15a）に対する高周波ナイフ12の突出量が変化する。

[0024] 接続部材14は、高周波ナイフ12及びワイヤ13の外径よりも大きく、且つシース15の内径よりも小さな外径を有する円筒状の金属製部材である。接続部材14の中心には、高周波ナイフ12の長手方向に沿って延びる貫通孔が形成されている。接続部材14の貫通孔は、先端側（高周波ナイフ12側）の径が高周波ナイフ12の外径よりも僅かに大きくなっており、また、基端側（ワイヤ13側）の径がワイヤ13の外径よりも僅かに大きくなっている。高周波ナイフ12、ワイヤ13は、それぞれ、接続部材14の貫通孔の先端側、基端側から挿入された後、ロー付けやレーザ溶接等によって接続部材14に固定されている。

[0025] 図4は、図2のA-A断面図である。図2～図4に示されるように、接続部材14には、その先端面（接続部材先端面14a）から基端側に延びる断面十字形状のスリット14bが形成されている。スリット14bは、シース15内に液体が注入されたときにシース先端面15aに液体を供給するための送水チャンネルの一部として機能する。

[0026] シース15は、PTFE（polytetrafluoroethylene）等の樹脂からなる絶縁性及び可撓性を有する管状部材である。シース15は、体腔内に対する内視鏡用高周波処置具1の進入の度合いについて内視鏡による視認性を向上さ

せるため、シース先端面 15 a 近傍の外周面に周方向に亘ってマーカ 16 が設けられている。

[0027] シース先端面 15 a の外周端部（エッジ部）は、手技中のシース 15 の動作によって体腔内の粘膜が傷つくことの無いように面取りされている（面取り部 15 b が形成されている。）。

[0028] シース先端面 15 a 近傍には、SUS等の金属製のストッパ（先端部材）17 が固定されている。具体的には、ストッパ 17 は、シース 15 の内径と略同一の外径を有する円筒状部材であり、その外周面に抜け止め突起が形成されている。ストッパ 17 は、シース先端面 15 a からシース 15 内に圧入されてシース 15 の内面と嵌合し、ストッパ 17 の先端面（ストッパ先端面 17 a）がシース先端面 15 a と略同一面となる位置で固定されている。

[0029] ストッパ 17 には、高周波ナイフ 12 の外径よりも大きく、突起部材 12 b の外径よりも小さな径を有する貫通孔 17 c が高周波ナイフ 12 の長手方向（進退方向）に沿って形成されている。貫通孔 17 c には、高周波ナイフ 12 が挿通されている。また、ストッパ 17 のストッパ先端面 17 a 側には、突起部材 12 b を収容する突起部材収容部 17 d が形成されている。

[0030] 図 2 に示されるように、操作部 20 を操作して高周波ナイフ 12 をワイヤ 13 と共に前進させると、接続部材先端面 14 a がストッパ 17 の基端面（ストッパ基端面 17 b）に当接する。これにより、高周波ナイフ 12 の突出量が規制され（高周波ナイフ 12 がナイフ前進位置で停止し）、高周波ナイフ 12 が必要以上にシース先端面 15 a から突出することはない。

[0031] 図 2 に示されるように、高周波ナイフ 12 をナイフ前進位置まで前進させると、高周波ナイフ 12 の突出量が最大となる。本発明の一実施形態では、高周波ナイフ 12 の最大突出量が 2 mm に設定されている。高周波ナイフ 12 をナイフ前進位置まで前進させた状態で高周波ナイフ 12 に高周波電流を通電することにより、体腔内粘膜の切開・剥離処置を行うことができる。

[0032] また、シース 15 内に液体（例えば、薬液や生理食塩水等の洗浄水）が供給されると、スリット 14 b を通して、貫通孔 17 c（ストッパ 17 と高周

波ナイフ 12 との間の隙間) に液体が供給されて、シース先端面 15 a から外部に噴射される。すなわち、貫通孔 17 c は、シース先端面 15 a から外部に液体を噴射させるための送水チャンネルの一部として機能する。

[0033] 図 3 に示されるように、操作部 20 を操作して高周波ナイフ 2 をワイヤ 13 と共に後退させると、突起部材 12 b が突起部材収容部 17 d に収容されて、突起部材 12 b の基端面が突起部材収容部 17 d を規定する壁部に当接し、突起部材 12 b が停止する。これにより、高周波ナイフ 12 とストッパ 17 とが電氣的に接続されると共に、高周波ナイフ 12 の位置が規制され（高周波ナイフ 12 がナイフ後退位置で停止し）、突起部材 12 b の最も先端がストッパ先端面 17 a と略同一面上の位置となる。すなわち、ナイフ後退位置では、高周波ナイフ 12 の先端部分がシース先端面 15 a（言い換えると、ストッパ先端面 17 a）から 0.5 mm だけ突出した状態となる。

[0034] なお、ストッパ 17 は、高周波ナイフ 12 の位置に拘わらず、高周波ナイフ 12 と摺動可能に常に接触していてもよい。すなわち、ストッパ 17 は、高周波ナイフ 12 がナイフ前進位置以外の位置にあっても通電されるように構成されていてもよい。

[0035] ストッパ先端面 17 a の露出面積は、高周波ナイフ 12 や突起部材 12 b の外形と比べて遥かに大きい。そのため、突起部材 12 b を突起部材収容部 17 d に収容した状態で、高周波ナイフ 12 及びストッパ 17 に高周波電流を通電することにより、広い面積を焼灼することができ、具体的には、マーキング処置及び止血処置を行うことができる。

[0036] 図 1 に示されるように、操作部 20 は、シース 15 が固定された本体 22 と、ワイヤ 13 の基端が固定されたスライダ 24 を備えている。本体 22 は、棒状部材であり、スライダ 24 を摺動させるためのガイド溝 22 a が軸方向に延設されている。本体 22 の基端側には、操作時に指を掛けるためのリング 22 b が設けられている。また、本体 22 の先端側には、シース 15 をガイドし、折れを防止する折れ止めチューブ 30 が設けられている。

[0037] スライダ 24 は、本体 22 の外周を取り囲む筒状部 24 a と、操作時に指

を掛けるハンドル 24 b を有している。また、スライダ 24 には、図示しない高周波電源と接続されるプラグ（接点部） 26 が取付けられている。ワイヤ 13 の基端部は、筒状部 24 a の内部で、ネジ 26 a によってプラグ 26 と接続固定されている。

[0038] すなわち、スライダ 24 及びワイヤ 13 は、ガイド溝 22 a に沿って、高周波ナイフ 12 及びワイヤ 13 の長手方向に摺動可能に本体 22 に装着されている。従って、術者が内視鏡用高周波処置具 1 のスライダ 24 をリング 22 b 側に移動させると、高周波ナイフ 12 が後退して、突起部材 12 b が突起部材収容部 17 d に収容され（図 3 参照）、内視鏡用高周波処置具 1 のスライダ 24 をシース先端面 15 a 側に移動させると、高周波ナイフ 12 が前進する（図 2 参照）。また、高周波電源から通電される高周波電流は、導電性のプラグ 26、ワイヤ 13、接続部材 14 を介して高周波ナイフ 12 に供給される。

[0039] 折れ止めチューブ 30 の基端側（本体 22 側）には、液体注入口 32 が設けられている。不図示のシリンジや給水装置等が液体注入口 32 と接続されて、薬液や洗浄水等の液体が液体注入口 32 に注入されることにより、シース 15 内に液体が供給される。

[0040] シース 15 内に供給された液体は、シース 15 内を通りシース先端面 15 a 側に送られて、接続部材 14 に形成されたスリット 14 b、貫通孔 17 c（ストッパ 17 と高周波ナイフ 12 との間の隙間）に供給される。高周波ナイフ 12 をナイフ後退位置（図 3 参照）から突出させると、貫通孔 17 c の先端が開放されるため、シース先端面 15 a から液体が噴射される。シース先端面 15 a から噴射される液体は、体腔内粘膜の切開・剥離処置中の高周波ナイフ 12 の洗浄や局注処置の局注液として用いられる。

[0041] 次に、本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具 1 を用いた ESD の手技について説明する。図 5 は、内視鏡用高周波処置具 1 を用いて行われる ESD の各処置を説明する図である。

[0042] [マーキング]

図5（a）は、本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具1を用いて行われるマーキング処置を説明する図である。マーキング処置は、内視鏡の先端部を患者の体腔内に挿入し、ESDの切開対象となる病変部周辺に切開範囲の目印を付す工程である。

[0043] 術者は、内視鏡の先端部を患者の体腔内に挿入した状態で、内視鏡の処置具挿通チャンネルにシース15を挿通し、内視鏡先端部からシース15を突出させる。術者は、内視鏡画像によってシース先端面15aと病変部の位置を確認しながら、高周波ナイフ12をナイフ後退位置（図3参照）まで後退させた状態で、シース先端面15aを病変部周辺の粘膜に押し当て、高周波ナイフ12に高周波電流を通電する。

[0044] ナイフ後退位置では、高周波ナイフ12に供給される高周波電流がストッパ17にも供給される。そのため、主に、ストッパ先端面17aの露出部分と接触した粘膜が焼灼されてマーキング痕が形成される。

[0045] なお、ナイフ後退位置では、高周波ナイフ12の先端部分がシース先端面15aから0.5mm突出している。従って、シース先端面15aが病変部周辺の粘膜に押し当てられると、高周波ナイフ12が粘膜内に僅かに差し込まれる。これにより、高周波ナイフ12が粘膜表面で滑らないため、術者は、狙った位置にマーキング痕を形成することができる。

[0046] 術者は、上記の作業を複数回繰り返して、病変部の外縁を把握できる程度の個数のマーキング痕を形成し、マーキング処置を終了する。

[0047] なお、マーキング処置中、シース先端面15aが粘膜に押し当てられた状態で高周波ナイフ12に高周波電流が通電されると、高周波電流が通電される被通電部材のうち粘膜と接触する部分（主に、ストッパ先端面17a）に、例えば、焼灼によって熱凝固したヘモグロビンや蛋白質等の付着物が付着する可能性がある。

[0048] そこで、内視鏡用高周波処置具1は、ESDの処置中に粘膜に押し当てられる可能性のある部材の表面に、焦げ付き防止用の防汚コーティングが施されている。具体的には、内視鏡用高周波処置具1は、高周波ナイフ12、突

起部材 1 2 b 及びストッパ 1 7 のうち外観に現れる主な表面領域に、防汚コーティングが施されている。コーティング法としては、例えば、スピコート法、ディップコート法、スプレーコート法等が挙げられる。

[0049] 図 9 (a)、図 9 (b) は、それぞれ、高周波ナイフ 1 2 をナイフ前進位置に移動させたときの、内視鏡用高周波処置具 1 の先端部近傍の構成を示す拡大斜視図、拡大断面図である。図 9 において、ハッチングで示される領域が、防汚コーティングが施されている表面領域である。なお、図 9 (及び後述の図 1 0) においては、防汚コーティングが施されている表面領域を明示する都合上、この表面領域以外（例えば断面であっても）にハッチングを用いない。

[0050] 防汚コーティングの材料には、例えば、体腔内組織が焼灼によって炭化したときに発生するカーボンとの親和性が低いものを使用される。例示的には、フッ素化合物（テフロン（登録商標））や酸化ケイ素化合物（シリカ）、有機ケイ素化合物（シリコーン）等が使用される。

[0051] 図 9 に示される領域に防汚コーティングを施すことにより、マーキング処置中、蛋白質等の付着物が内視鏡用高周波処置具 1 に付着し難くなる。これにより、付着物によって処置が阻害され難くなるため、術者は、適切な処置を行いやすくなる。また、シース先端面 1 5 a から噴射される洗浄水によって除去し切れなかった付着物については、シース 1 5 を内視鏡から抜去して洗浄する必要がある。防汚コーティングによって付着物が付着し難くなることにより、この作業の回数が減るため、手技時間が短縮される。

[0052] なお、防汚コーティングは、高周波ナイフ 1 2、突起部材 1 2 b、ストッパ 1 7 の全ての部材の表面領域に施されていなくてもよい。粘膜との接触面積が広い高周波ナイフ 1 2 とストッパ 1 7 のうち外観に現れる少なくとも一部の表面領域（その中でも特にストッパ先端面 1 7 a）に防汚コーティングが施されていれば、付着物の付着抑制の効果が得られる。

[0053] [局注]

図 5 (b) は、本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具 1 を用い

て行われる局注処置を説明する図である。局注処置は、切開対象となる病変部の粘膜下層に液体を局所注射して、切開対象である病変部の粘膜を浮き上がらせる工程である。

[0054] 術者は、内視鏡画像によってシース先端面 15 a と病変部の位置を確認しながら、高周波ナイフ 12 をナイフ前進位置（図 2 参照）まで前進させた状態で高周波電流を通電させ、シース先端面 15 a を粘膜下層に差し込むための孔を穿つ。術者は、次いで、高周波ナイフ 12 をナイフ後退位置（図 3 参照）まで後退させた状態で、シース先端面 15 a を粘膜下層に差し込む。術者は、シース先端面 15 a を粘膜下層に差し込むと、液体注入口 32 から薬液を注入し、この状態でスライダ 24 を操作して、高周波ナイフ 12 を僅かに前進させる。

[0055] [切開]

図 5（c）は、本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具 1 を用いて行われる切開処置を説明する図である。切開処置は、切開対象となる病変部の周囲をマーキング痕に沿って切開する工程である。

[0056] 術者は、内視鏡画像によってシース先端面 15 a とマーキング痕の位置を確認しながら、高周波ナイフ 12 をナイフ前進位置（図 2 参照）まで前進させ、高周波電流を通電させた状態で、シース先端面 15 a をマーキング痕に沿って移動させて全周切開を行う。

[0057] 図 11（b）は、本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具 1 を用いて粘膜病変部の周囲を切開している状態を示す図である。図 11（b）に示されるように、突起部材 12 b は、基端面が高周波ナイフ 12 の側面と直交し、段差をなしている。この段差が粘膜内に嵌まり込み、一種の抜け止めとして機能する。そのため、切開中（ナイフ先端面 12 a を粘膜内に埋没させた状態で移動させている間）、ナイフ先端面 12 a が不用意に粘膜から抜けることがない。

[0058] また、図 11（b）に示されるように、突起部材 12 b の先端側は、高周波ナイフ 12 と段差無く（高周波ナイフ 12 の側面と突起部材 12 b の放射

線テーパ形状面とが鈍角をなして）接続されている。そのため、切開中、高周波ナイフ 1 2 の側面と突起部材 1 2 b の放射線テーパ形状面との境界付近まで粘膜が接触する。そのため、シース先端面 1 5 a から突出する高周波ナイフ 1 2 の突出部分の全長（2 mm）の深さの粘膜が切開される。すなわち、本発明の一実施形態によれば、高周波ナイフ 1 2 の全長を長くすることなく必要な深さ（ここでは 2 mm）を切開することができる。そのため、粘膜穿孔等の発生が防がれると共に切開の回数が抑えられ、延いては、手技の長時間化が抑えられる。

[0059] 切開処置では、出血を伴うことが多い。出血した場合、術者は、後述の止血処置を行う。また、切開処置では、粘膜や血液等が高周波ナイフ 1 2 に付着することにより、ナイフとしての機能が低下することがある。この場合、術者は、高周波ナイフ 1 2 を一旦粘膜から引き抜き、液体注入口 3 2 から液体を注入してナイフ先端面 1 2 a を洗浄する。すなわち、本発明の一実施形態によれば、内視鏡用高周波処置具 1 を取り出すことなくナイフ先端面 1 2 a を洗浄することが可能であり、また、止血処置を行うことが可能である。

[0060] 局注・切開処置中も、防汚コーティングにより、蛋白質等の付着物が内視鏡用高周波処置具 1 に付着し難い。局注・切開処置中は、主に、高周波ナイフ 1 2 や突起部材 1 2 b が粘膜と接触する。高周波ナイフ 1 2 や突起部材 1 2 b に付着物が付着した場合であっても、これらの部材には、洗浄水を直接噴射させやすい。そのため、局注・切開処置中、付着物に対しては、洗浄水による除去が有効である。

[0061] なお、高周波ナイフ 1 2 に施されている防汚コーティングの厚みは、ストッパ 1 7 に施されている防汚コーティングの厚みよりも薄い。高周波ナイフ 1 2 に対するコート厚を薄くすることにより、ナイフ前進位置における高周波ナイフ 1 2 の突出部分の全長（2 mm）への影響（すなわち、コート厚の分だけ全長が長くなってしまうこと）が抑えられる。これは、粘膜穿孔等の発生を防ぐ観点から好適である。

[0062] [剥離]

図5（d）は、本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具1を用いて行われる剥離処置を説明する図である。剥離処置は、切開した病変部を少しずつ剥ぎ取る工程である。

[0063] 術者は、高周波ナイフ12をナイフ前進位置（図2参照）まで前進させ、高周波電流を通電させた状態で、切開した病変部を持ち上げながら、切開した病変部の粘膜下層を焼灼して剥離していく。剥離処置中も切開処置中と同様に、突起部材12bが粘膜内に適度に引っ掛かる。そのため、高周波ナイフ12が滑って粘膜から不用意に抜けることがない。

[0064] 剥離置中も、防汚コーティングにより、蛋白質等の付着物が内視鏡用高周波処置具1に付着し難い。剥離処置中も、局注・切開処置中と同様に、主に、高周波ナイフ12や突起部材12bが粘膜と接触する。そのため、付着物に対しては、洗浄水による除去が有効である。

[0065] [止血]

図5（e）は、本発明の一実施形態に係る内視鏡用高周波処置具1を用いて行われる止血処置を説明する図である。止血処置は、病変部を剥離した後の潰瘍部や切開、剥離処置中に出血した出血箇所を焼灼して止血する処理である。

[0066] 術者は、高周波ナイフ12をナイフ後退位置（図3参照）まで後退させた状態で、シース先端面15aを出血した潰瘍部や粘膜に押し当て、高周波ナイフ12に高周波電流を通電して焼灼する。マーキング処置と同様に、ナイフ後退位置では、高周波ナイフ12に供給される高周波電流がストッパ17にも供給される。そのため、ストッパ先端面17aの露出部分と接触した比較的広い面積の粘膜が一度に焼灼されて止血処置される。

[0067] また、ナイフ後退位置では、高周波ナイフ12の先端部分がシース先端面15aから0.5mm突出している。従って、シース先端面15aが病変部周辺の粘膜に押し当てられると、高周波ナイフ12が粘膜内に僅かに差し込まれる。これにより、高周波ナイフ12が粘膜表面で滑らないため、術者は、狙った位置を的確に止血することができる。

- [0068] 止血処置中も、防汚コーティングにより、蛋白質等の付着物が内視鏡用高周波処置具 1 に付着し難い。そのため、付着物によって処置が阻害され難くなり、術者は、適切な処置を行いやすくなる。
- [0069] 術者は、必要に応じて上述の動作（処置）を継続し、最終的に、病変部を一括切除し、鉗子を有する他の処置具等を用いて切除後の粘膜を回収し、ESDの手技を終了する。
- [0070] 以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本発明の実施形態に含まれる。例えば、上記の実施形態では、突起部材 12b は、ナイフ先端面 12a から 0.5 mm 基端側に設けられているが、本発明はこれに限らない。別の実施形態では、突起部材 12b は、ナイフ先端面 12a から 0.3 mm～0.7 mm の範囲内に設けられていてもよい。
- [0071] また、上記の実施形態では、突起部材 12b の先端側の先細り形状として放射線テーパ形状を例示したが、本発明はこれに限らない。図 6～図 8 に、他の先細り形状を持つ突起部材 12b の側面図を示す。図 6 に示されるように、突起部材 12b は、線形テーパ状の先細り形状を持つ錐状部材であってもよい。また、図 7、図 8 のそれぞれに示されるように、突起部材 12b は、円盤状部材であり、先端面側が R 面取り、C 面取りされることにより、実質的に先細りに形成されたものであってもよい。
- [0072] また、突起部材 12b の先細り形状は、放射線テーパ形状や線形テーパ形状、面取りされた形状に限らない。例示的には、突起部材 12b の先細り形状は、指数関数テーパ形状や他の関数によって定義可能な形状であってもよく、また、このような関数に近似する形状であってもよい。
- [0073] また、図 10 に、別の実施形態に係る内視鏡用高周波処置具 1 の先端部近傍の構成を拡大図で示す。図 10 においては、高周波ナイフ 12 をナイフ後退位置に移動させた状態を示す。

[0074] 図10に示されるように、別の実施形態に係る突起部材12bは、円盤状に形成されている。高周波ナイフ12をナイフ後退位置に移動させると、突起部材収容部17dに収容された突起部材12bの先端面とストッパ先端面17aとが略同一面上に位置する。すなわち、別の実施形態では、マーキング処置及び止血処置中、粘膜との接触面積の広いストッパ先端面17aと略同一面上に、同じく粘膜との接触面積の広い突起部材12bの先端面が位置する。そのため、これらの面に対する付着物の付着が懸念される。そこで、別の実施形態では、図10中、ハッチングで示される表面領域に対して防汚コーティングが施されている。これにより、図10のような、粘膜との接触面積が広い構成であっても、付着物の付着が好適に抑えられる。

請求の範囲

- [請求項1] 内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿入可能な可撓性シースと、
前記可撓性シースの先端に嵌入された導電性を持つ先端部材と、
前記可撓性シース内部に挿通された導電性を持つワイヤと、
前記ワイヤの先端に接続されており、操作部によって該ワイヤが前記可撓性シース内で進退されることにより、前記可撓性シースの先端面からの突出量が変化する、導電性を持つロッド状のナイフ部と、
前記ワイヤを介して前記先端部材及び前記ナイフ部に高周波電流を流すための高周波電源を接続可能な接点部と、
を備え、
前記ナイフ部は、
前記ナイフ部の最も先端から所定量後退した位置に、該ナイフ部の側面から突出する突起部材が設けられており、
前記ワイヤと共に後退されると、前記突起部材が前記先端部材に当接して、前記ナイフ部の先端部分が該先端部材の先端面から所定量突出した位置で停止し、
前記突起部材は、
先端側が先細り形状となっている、
内視鏡用高周波処置具。
- [請求項2] 前記突起部材は、
先端側がテーパ形状又は面取りされた形状となっている、
請求項1に記載の内視鏡用高周波処置具。
- [請求項3] 前記突起部材は、
基端側が前記ナイフ部の側面に対して段差をなす形状を持つ、
請求項1又は請求項2に記載の内視鏡用高周波処置具。
- [請求項4] 前記先端部材は、
前記先端部材の先端側に前記突起部材を収容する収容部を有し、

前記ナイフ部が前記ワイヤと共に後退されると、前記突起部材が前記収容部内に収容されて該収容部を規定する壁部に当接して停止すると共に、該ナイフ部の先端部分が前記先端部材の先端面から所定量突出した位置で停止する、

請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の内視鏡用高周波処置具。

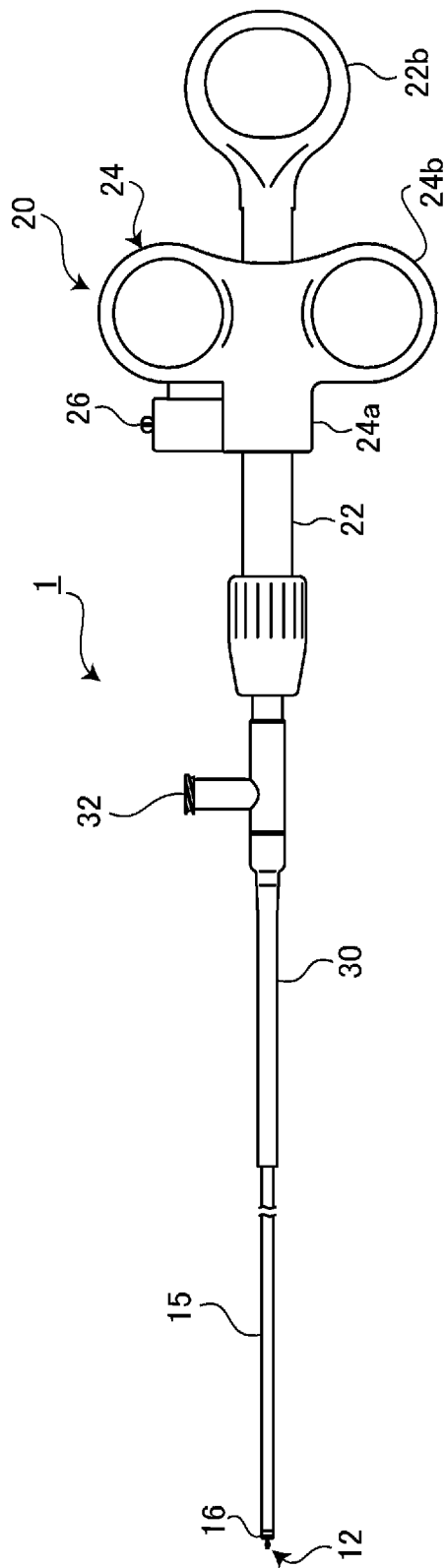
[請求項5]

前記所定量は、

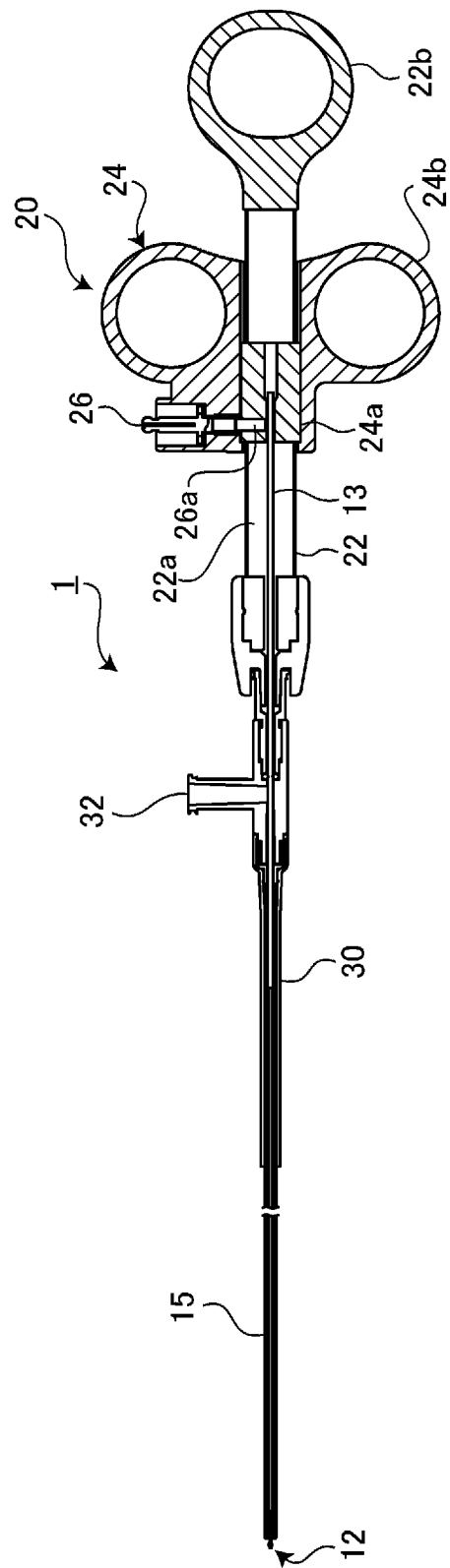
0.3 mm～0.7 mmの範囲内である、

請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の内視鏡用高周波処置具。

[図1]

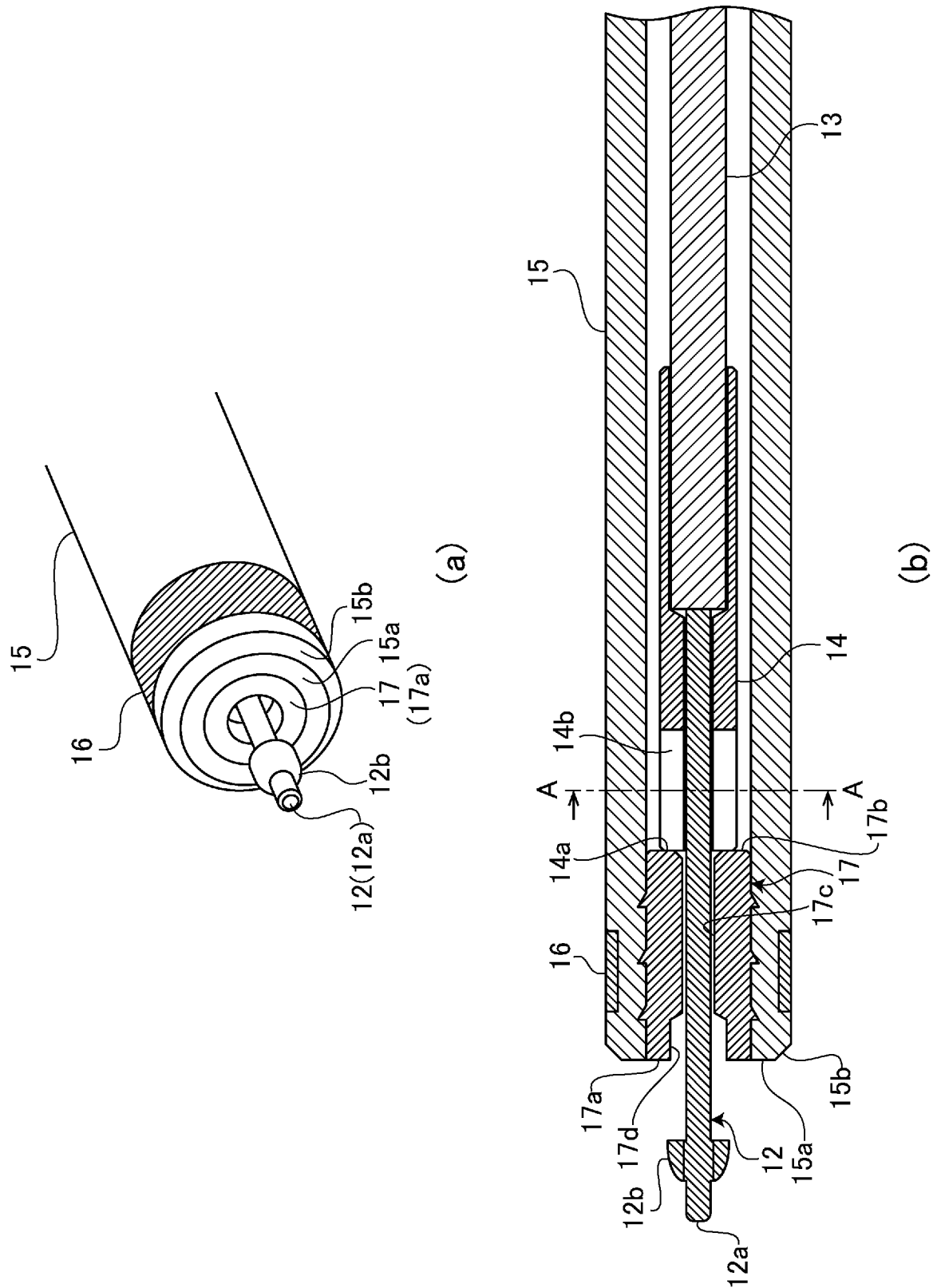


(a)

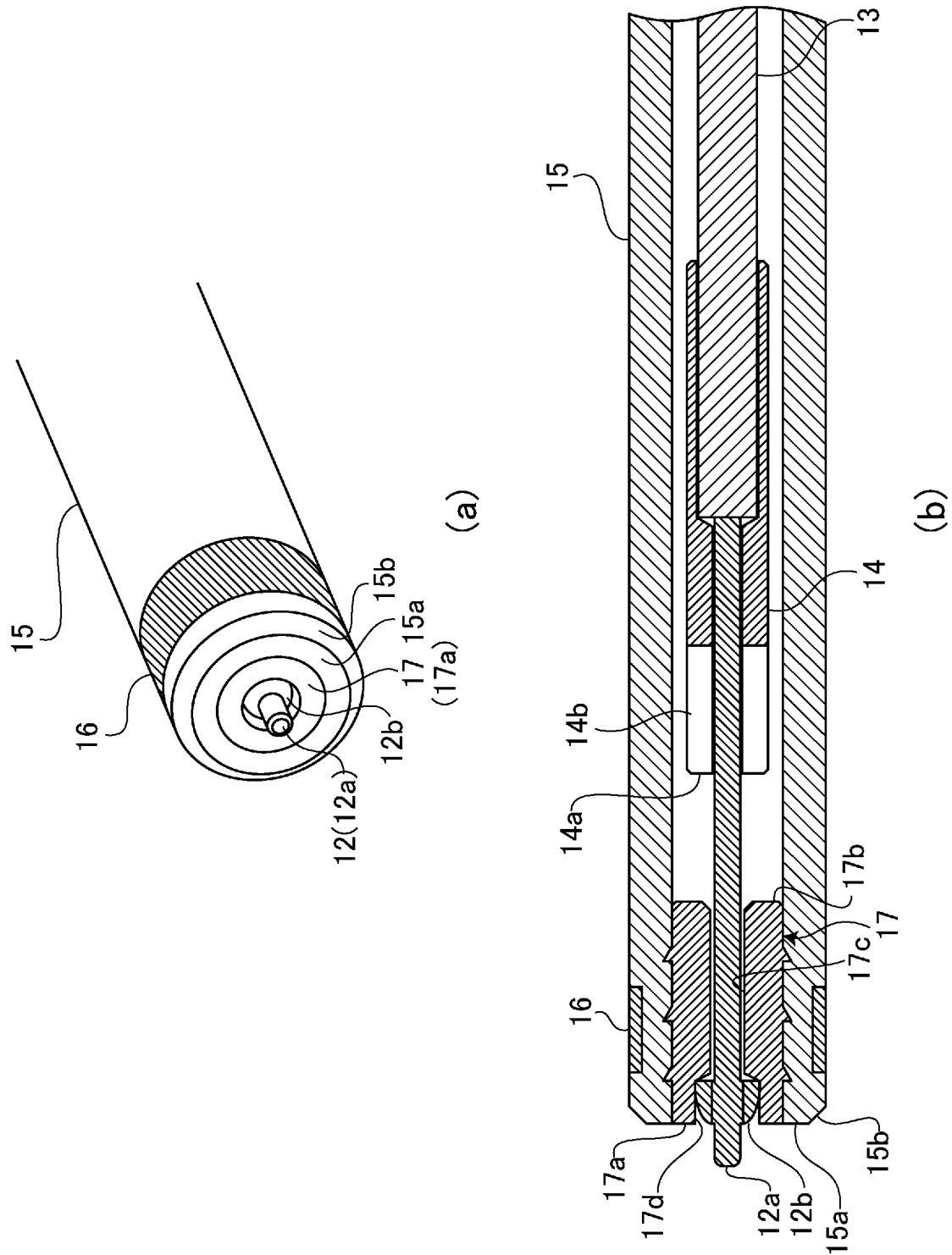


(b)

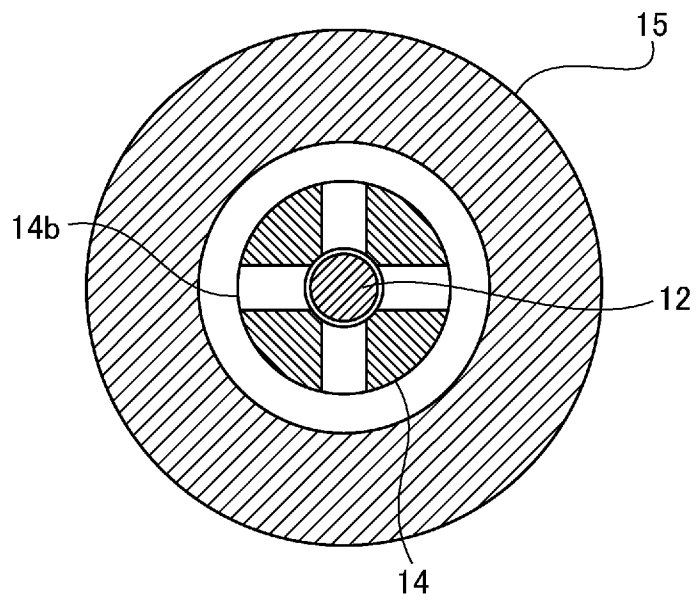
[図2]



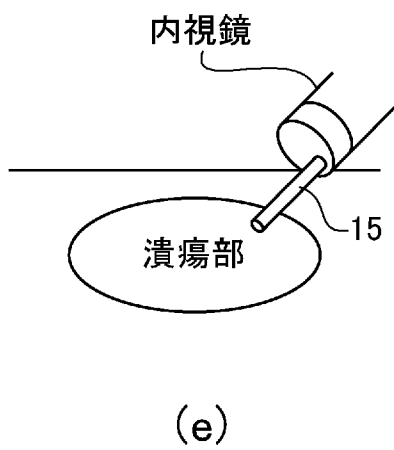
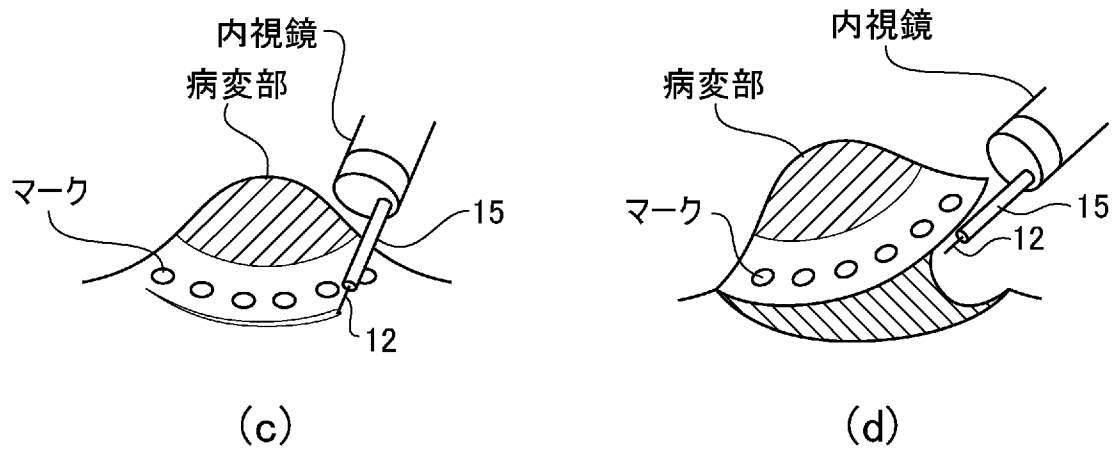
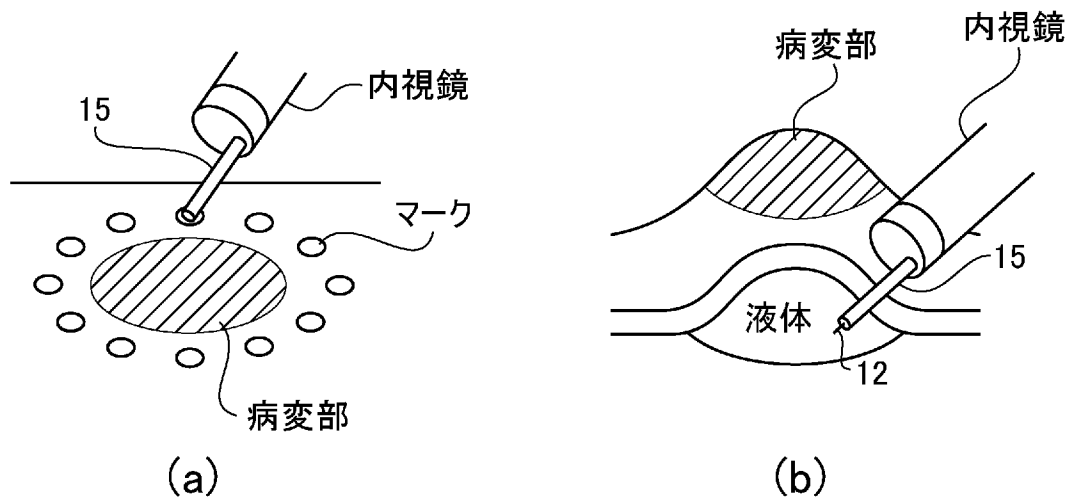
[図3]



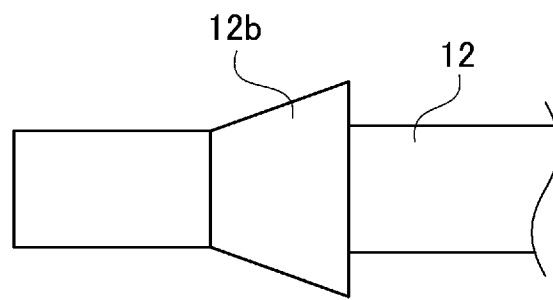
[図4]



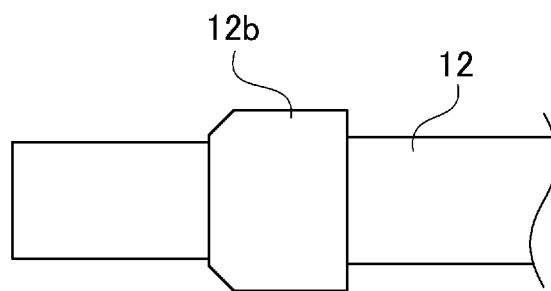
[図5]



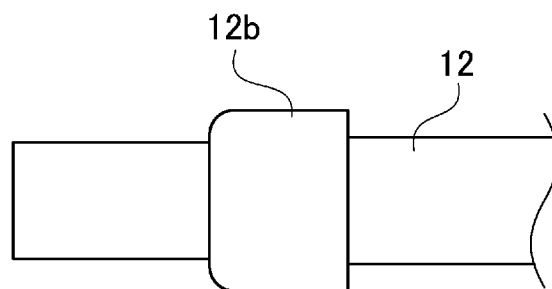
[図6]



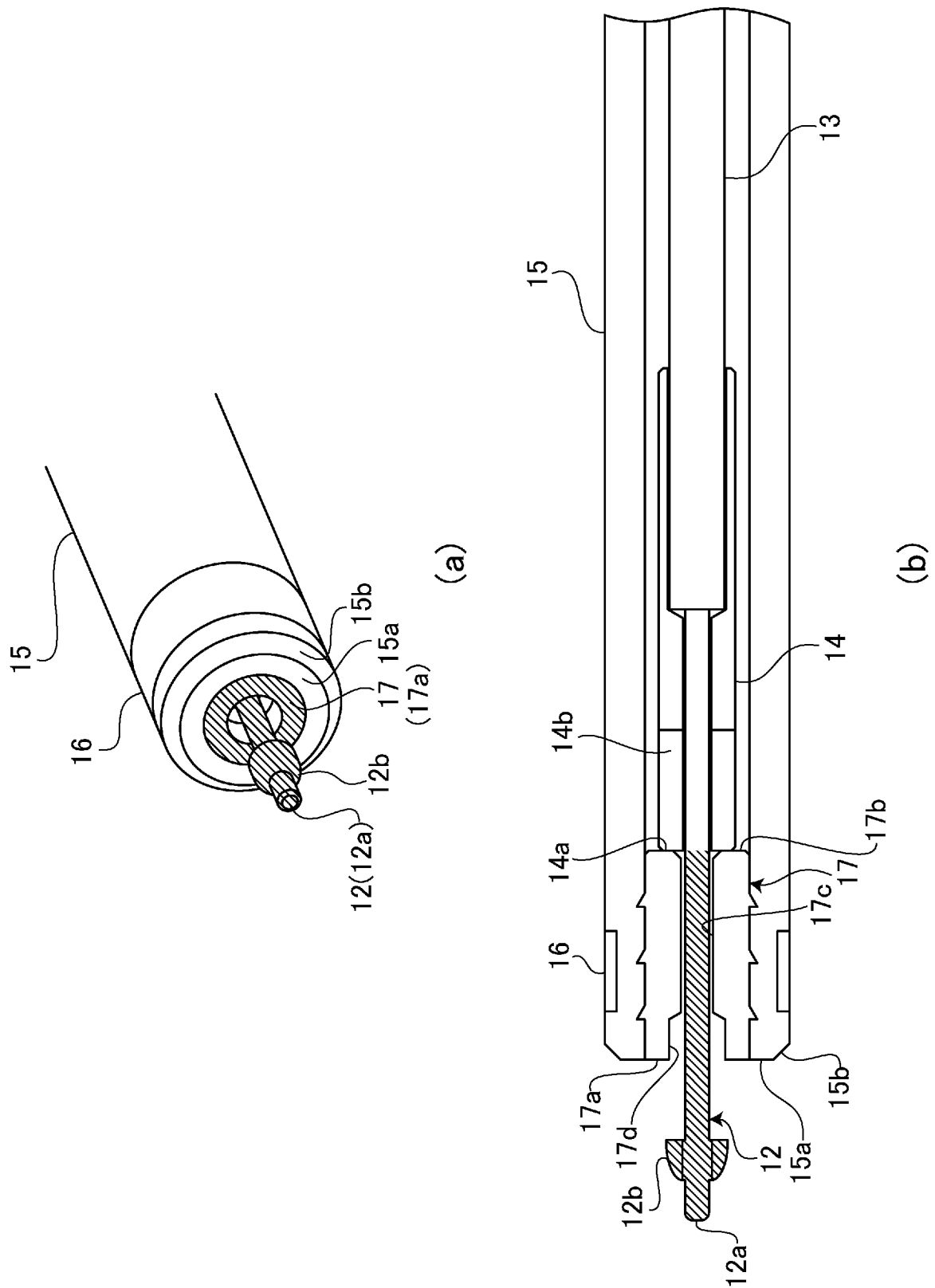
[図7]



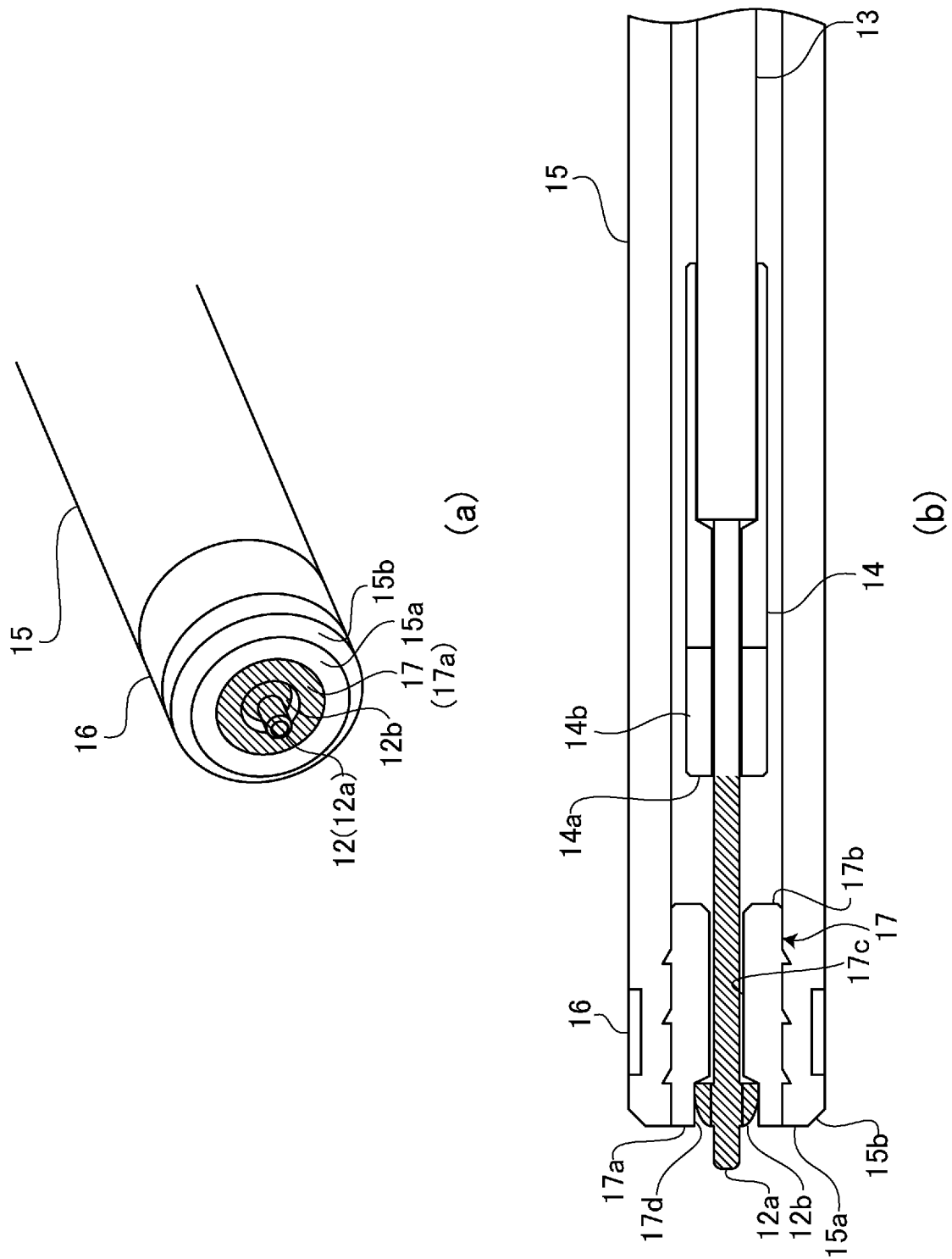
[図8]



[図9]

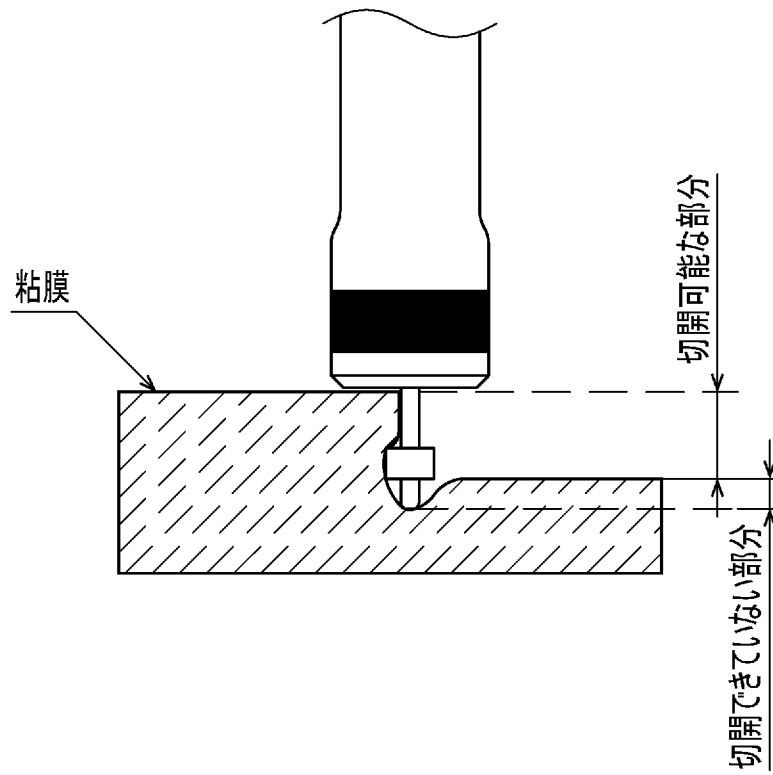


[図10]

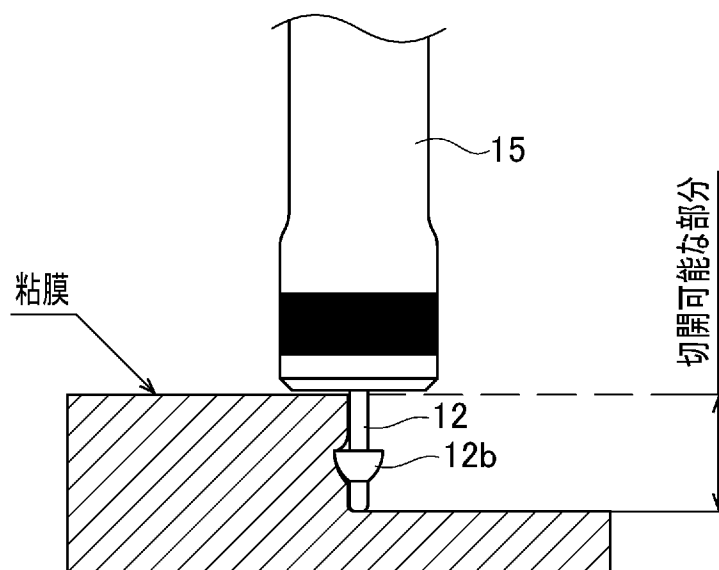


[図11]

(a)



(b)



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/000395

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B18/14(2006.01) i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

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

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2013-111308 A (Hoya Corp.), 10 June 2013 (10.06.2013), paragraphs [0001], [0020] to [0041]; fig. 1 to 5 & JP 5755121 B2	1-5

☒ 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
31 March 2017 (31.03.17)

Date of mailing of the international search report
11 April 2017 (11.04.17)

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

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/000395

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2008-272204 A (Naohisa YAHAGI), 13 November 2008 (13.11.2008), paragraphs [0001], [0034], [0039] to [0045]; fig. 7 & JP 5048391 B2 & CN 101292900 A & CN 101292900 B & CN 201168049 Y & EP 1985250 A2 & EP 1985250 A3 & EP 1985250 B1 & KR 10-2008-0096436 A & KR 10-1051493 B1 & US 2008/0269558 A1 paragraphs [0002], [0058], [0064] to [0072]; fig. 7 & US 8187271 B2	1-5

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B18/14(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B18/14

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

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

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2013-111308 A（H O Y A株式会社）2013.06.10, 段落[0001], [0020]-[0041], 図1-5 & JP 5755121 B2	1-5
Y	JP 2008-272204 A（矢作 直久）2008.11.13, 段落[0001], [0034], [0039]-[0045], 図7 & JP 5048391 B2 & CN 101292900 A & CN 101292900 B	1-5

☒ 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

31.03.2017

国際調査報告の発送日

11.04.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

木村 立人

31

3616

電話番号 03-3581-1101 内線 3386

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
	& CN 201168049 Y & EP 1985250 A2 & EP 1985250 A3 & EP 1985250 B1 & KR 10-2008-0096436 A & KR 10-1051493 B1 & US 2008/0269558 A1, 段落[0002], [0058], [0064]-[0072], 図 7 & US 8187271 B2	