

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4832616号
(P4832616)

(45) 発行日 平成23年12月7日(2011.12.7)

(24) 登録日 平成23年9月30日(2011.9.30)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 18/14 (2006.01) A 6 1 B 17/39 3 1 5
A 6 1 B 17/221 (2006.01) A 6 1 B 17/22 3 2 0

請求項の数 11 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2011-527083 (P2011-527083)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成22年11月11日(2010.11.11)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2010/070119		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(87) 国際公開番号	W02011/086753	(74) 代理人	100106909
(87) 国際公開日	平成23年7月21日(2011.7.21)		弁理士 棚井 澄雄
審査請求日	平成23年7月4日(2011.7.4)	(74) 代理人	100064908
(31) 優先権主張番号	特願2010-8002 (P2010-8002)		弁理士 志賀 正武
(32) 優先日	平成22年1月18日(2010.1.18)	(74) 代理人	100094400
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 鈴木 三義
早期審査対象出願		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100129403
			弁理士 増井 裕士

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

軸線方向に延在すると共に両端が開口された第一孔及び第二孔を有し、絶縁性を有する長尺なシースと、

前記第一孔の内部に進退自在に挿通され、先端に高周波処置部を有する電気伝導性のワイヤと、

前記ワイヤの基端に接続されて前記ワイヤを前記シースに対して進退させるための操作部と、

前記シースの先端に前記ワイヤから絶縁されて固定され、前記第二孔と同軸をなし前記第二孔と連通された孔が形成された受動電極と、

前記受動電極に形成された前記孔に挿通されて電氣的に前記受動電極と接続され且つ機械的に前記受動電極と固定されると共に前記第二孔に挿通された電線と、

前記電線と前記ワイヤとのそれぞれに電氣的に接続されて前記電線と前記ワイヤとに高周波電流を供給するための一対の供給電極と、を備え、

前記シースが、前記シースの先端において第一孔の内周面から径方向外方に所定厚さを有しさらに先端側に延びる筒状の延長部を有し、

前記受動電極が、前記延長部の外周を圍繞して配置されている内視鏡用処置具。

【請求項2】

前記シースは、前記第一孔として形成された断面円形の貫通孔と前記第二孔として形成された断面円形の貫通孔とが前記シースの径方向に互いに離間して配置されたマルチルー

メンチューブである請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 3】

前記シースの径方向に測った前記受動電極の外径寸法は、前記シースの外径寸法以下である請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 4】

前記延長部の中心軸線は、前記シースの中心軸線に対して偏心した位置にある請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 5】

前記延長部の外周面と、前記受動電極の外面のうち前記延長部の外周面に向けられた面とは、互いに嵌合する凹凸構造により位置決めされている請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

10

【請求項 6】

前記凹凸構造は、前記延長部の周方向に延びる線条形状を有する請求項 5 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 7】

前記凹凸構造は、前記延長部の中心軸線と平行に延びる線条形状を有する請求項 5 または 6 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 8】

前記延長部の外径が、前記シースの最大外径より小径である請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

20

【請求項 9】

前記高周波処置部が、閉鎖環状で可撓性のスネアループを有する高周波スネアである請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 10】

前記高周波処置部が、前記ワイヤの軸線方向に延びる針を有する高周波切開処置具である請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 11】

前記高周波処置部が、開閉動作可能な一对の把持部を有し生体組織を切開可能な二脚型高周波処置具である請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡と共に使用される内視鏡用処置具に関する。

本願は、2010年1月18日に日本に出願された特願2010-008002号に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

【背景技術】

【0002】

従来、内視鏡に挿通されて生体組織等に対する処置を行う内視鏡用処置具が知られている。このような内視鏡用処置具には、例えば生体組織に対して切開、焼灼、止血等の処置を行うために処置具に高周波電流を通電させる機構を備えるものがある。

40

【0003】

このような内視鏡用処置具の例として、特許文献1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ための高周波切開具が記載されている。この特許文献1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なるシースと、この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し得る操作ワイヤと、この操作ワイヤの先端に連結されたスネアと、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を有する。

この高周波切開具によれば、切開対象になる生体組織がスネアによって把持され、スネアに高周波電流を流すことにより、生体組織を焼灼することができる。

50

【0004】

また、特許文献2には、内視鏡用バイポーラ型高周波処置具が記載されている。この内視鏡用バイポーラ型高周波処置具は、一对のガイド孔が形成されたマルチルーメンチューブと、一对のガイド孔のそれぞれに挿通された導電性操作ワイヤとを備えている。

この内視鏡用バイポーラ型高周波処置具によれば、マルチルーメンチューブに挿通された一对の導電性操作ワイヤのそれぞれの間での電気絶縁性を十分に確保することができる

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特公昭61-9051号公報

【特許文献2】特開2004-57454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に記載の高周波切開具では、外管に内管を挿通させて組み立てる構成であるので組立性が悪い。

一方、特許文献2に記載のマルチルーメンチューブでは、それぞれのガイド孔の先端から突出された導電性ワイヤが互いに近接している。このため、特許文献1に記載されたようなシースの先端に固定電極を有するバイポーラ型スネアにこのマルチルーメンチューブを適用すると、絶縁性と組立性の両立が難しい。

【0007】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであり、簡易な構成で十分な絶縁性が確保できる内視鏡用処置具を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するために、この発明は以下の手段を提案している。

本発明の内視鏡用処置具は、軸線方向に延在すると共に両端が開口された第一孔及び第二孔を有し、絶縁性を有する長尺なシースと、前記第一孔の内部に進退自在に挿通され、先端に高周波処置部を有する電気伝導性のワイヤと、前記ワイヤの基端に接続されて前記ワイヤを前記シースに対して進退させるための操作部と、前記シースの先端に前記ワイヤから絶縁されて固定され、前記第二孔と同軸をなし前記第二孔と連通された孔が形成された受動電極と、前記受動電極に形成された前記孔に挿通されて電氣的に前記受動電極と接続され且つ機械的に前記受動電極と固定されると共に前記第二孔に挿通された電線と、前記電線と前記ワイヤとのそれぞれに電氣的に接続されて前記電線と前記ワイヤとに高周波電流を供給するための一对の供給電極と、を備え、前記シースが、前記シースの先端において第一孔の内周面から径方向外方に所定厚さを有しさらに先端側に延びる筒状の延長部を有し、前記受動電極が、前記延長部の外周を囲繞して配置されている。

【0009】

この発明によれば、高周波処置部と受動電極との間に対象物を介在させ、この対象物に高周波電流を通電させることができる。このとき、シースに第一孔と第二孔とが形成されており、シースが絶縁性を有するので、第一孔に挿通されたワイヤと第二孔に挿通された電線との間での絶縁が保たれる。さらに、シースの先端に延長部が形成されており、延長部の外周を囲繞するように配置された受動電極は筒状の延長部の内部で進退動作する高周波処置部との接触が抑制されているので高周波電流の短絡が抑えられている。

また、前記シースは、前記第一孔として形成された断面円形の貫通孔と前記第二孔として形成された断面円形の貫通孔とが前記シースの径方向に互いに離間して配置されたマルチルーメンチューブであることが好ましい。

また、前記シースの径方向に測った前記受動電極の外径寸法は、前記シースの外径寸法以下であることが好ましい。

10

20

30

40

50

また、前記延長部の中心軸線は、前記シースの中心軸線に対して偏心した位置にあることが好ましい。

また、前記延長部の外周面と、前記受動電極の外面のうち前記延長部の外周面に向けられた面とは、互いに嵌合する凹凸構造により位置決めされていることが好ましい。

また、前記凹凸構造は、前記延長部の周方向に延びる線条形状を有することが好ましい。

また、前記凹凸構造は、前記延長部の中心軸線と平行に延びる線条形状を有することが好ましい。

【0010】

また、本発明の内視鏡用処置具において、前記延長部の外径が、前記シースの最大外径より小径であることが好ましい。

10

この場合、延長部の外径はシースの外径よりも小さくなっているため、受動電極の外径をシースの外径と同等以下に抑えることができる。その結果、シースの先端に受動電極を配置してもこの受動電極の外表面と内視鏡の鉗子チャンネル等の通路との摺動抵抗が好適に低減される。

【0011】

また、本発明の内視鏡用処置具において、前記高周波処置部が、閉鎖環状で可撓性のスネアループを有する高周波スネアであることが好ましい。

この場合、延長部の外表面に配置された受動電極と第一孔に挿通された高周波スネアとの間で、所定厚さだけ離間された位置関係にあるので、高周波スネアと受動電極とが接触することが抑制されている。従って、電線及び高周波スネアに通電させる高周波電流が短絡することが好適に抑制され、高周波スネアによって処置される対象となる対象物に対して高周波電流を効率よく通電させることができる。

20

【0012】

また、本発明の内視鏡用処置具において、前記高周波処置部が、前記ワイヤの軸線方向に延びる針を有する高周波切開処置具であってもよい。

また、本発明の内視鏡用処置具において、前記高周波処置部が、開閉動作可能な一対の把持部を有し生体組織を切開可能な二脚型高周波処置具であってもよい。

【発明の効果】

【0013】

本発明の内視鏡用処置具によれば、シースの先端からさらに先端側に突出した延長部の外周に受動電極が配置されているため、高周波処置部と受動電極との間において簡易な構成で十分な絶縁性を確保することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の一実施形態の内視鏡用処置具を一部断面で示す側面図である。

【図2】同内視鏡用処置具の先端側の構成を示す正面図である。

【図3】同内視鏡用処置具の使用時の一過程を示す図である。

【図4】同内視鏡用処置具の使用時の一過程を示す図である。

【図5】同実施形態の変形例1の内視鏡用処置具を一部断面で示す側面図である。

40

【図6】変形例1の内視鏡用処置具の使用時の一過程を示す図である。

【図7】同実施形態の変形例2の内視鏡用処置具を一部断面で示す側面図である。

【図8】変形例2の内視鏡用処置具の使用時の一過程を示す図である。

【図9】変形例2の内視鏡用処置具の使用時の一過程を示す図である。

【図10】同実施形態の変形例3の内視鏡用処置具の一部を拡大して一部断面で示す斜視図である。

【図11】変形例3の内視鏡用処置具における他の構成例を一部断面で示す斜視図である。

。

【図12】同実施形態の変形例4の内視鏡用処置具の一部を拡大して一部断面で示す斜視図である。

50

【図 1 3】変形例 4 の内視鏡用処置具における他の第 1 の構成例を一部断面で示す斜視図である。

【図 1 4】変形例 4 の内視鏡用処置具における他の第 2 の構成例を一部断面で示す斜視図である。

【図 1 5】変形例 4 の内視鏡用処置具における他の第 3 の構成例を示す正面図である。

【図 1 6 A】変形例 4 の内視鏡用処置具における他の第 4 の構成例を示す正面図である。

【図 1 6 B】変形例 4 の内視鏡用処置具における他の第 5 の構成例を示す正面図である。

【図 1 6 C】変形例 4 の内視鏡用処置具における他の第 6 の構成例を示す正面図である。

【図 1 7】図 1 6 B に示す内視鏡用処置具の組み立ての一過程を示す正面図である。

【図 1 8 A】同実施形態の変形例 5 の内視鏡用処置具の一部を拡大して示す正面図である

10

。【図 1 8 B】同実施形態の変形例 5 の内視鏡用処置具におけるシースの径方向断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の一実施形態の内視鏡用処置具について図 1 及び図 2 を参照して説明する

。図 1 は、内視鏡用処置具 1 を一部断面で示す側面図である。内視鏡用処置具 1 は、体腔内に挿入される長尺なシース 2 と、シース 2 の基端側に接続されて使用者が内視鏡用処置具 1 を操作するための操作部 4 とを備える。

20

【0016】

シース 2 には、軸線方向に延在すると共に両端が開口された第一孔 2 1 及び第二孔 2 2 が形成されている。また、シース 2 は絶縁性を有する素材からなり、例えば絶縁性の樹脂等によって形成されている。また、シース 2 は生体内で管腔組織等の湾曲に沿って進退可能な程度に柔軟に構成されていることが好ましい。

【0017】

シース 2 の先端では、第二孔 2 2 の先端面 2 2 a よりもさらに先端側に延長された位置に第一孔 2 1 の先端が開口するように延長部 2 1 a が形成されている。延長部 2 1 a は、シース 2 の先端側の外周面が削剥された形状に形成され、所定厚さ L 1 を有する筒状に形成されており、延長部 2 1 a の外径はシース 2 の中間部の外径よりも小さい。なお、本発明において、延長部 2 1 a の形状を示す「筒状」とは、延長部 2 1 a の外部形状において径方向断面の輪郭形状が円形をなす円筒状であるものに限られない。すなわち、延長部 2 1 a は、基端側から先端側に向かって第一孔 2 1 が形成されて先端側で外部に開口するように形成された形状であれば外部形状は限定されない。さらに、延長部 2 1 a の先端における第一孔 2 1 の開口端部の輪郭形状についても円形であることに限定されない。なお、延長部 2 1 a の詳細な形状については後述する。

30

【0018】

延長部 2 1 a の外周面には、電気伝導性を有する受動電極 3 0 が固定されている。受動電極 3 0 は、延長部 2 1 a の内壁面から延長部 2 1 a の所定厚さ L 1 だけ離間して配置されている。受動電極 3 0 の外径はシース 2 の外径を超えない大きさであることが好ましい。また、受動電極 3 0 には、第二孔 2 2 と同軸をなす孔 3 1 が形成されている。なお、受動電極 3 0 の先端は、延長部 2 1 a の先端と同じか、あるいは延長部 2 1 a の先端の位置よりも基端側に位置していることが好ましい。

40

【0019】

第一孔 2 1 には、先端に高周波処置部であるスネアループ 5 0 a を有する電気伝導性のワイヤ 5 0 が進退自在に挿通されている。本実施形態では、スネアループ 5 0 a とワイヤ 5 0 とは、接続管 5 0 b に共に挿入され、口付けによって固定されている。なお、スネアループ 5 0 a とワイヤ 5 0 との接続は口付けに限らず、溶接やかしめによってなされても良い。また、接続管 5 0 b を備えずに、スネアループ 5 0 a とワイヤ 5 0 とが一体成形された構成を採用することもできる。また、ワイヤ 5 0 の基端はシース 2 から操作部 4

50

側へと延びている。

【0020】

また、第二孔22には、先端が受動電極30の孔31に挿入されて電氣的に接続され、かつ電気伝導性を有する電線51が挿通されている。電線51は第二孔22を通じて操作部4側へと延びている。受動電極30と電線51との接続は溶接等によってなされて電氣的な抵抗が少なくされることが好ましい。もっとも、単に孔31に電線51が圧入された構成や、孔31に電線51が挿入されて受動電極30がかしめられて固定される接続方法であってもよい。

【0021】

操作部4は、公知の内視鏡用処置具の操作部の構成を適宜採用することができる。例えば、シース2に接続され軸線方向に長い長孔62が形成された操作本体60と、操作本体60の基端に形成され使用者が指を掛けるための指掛けリング61と、操作本体60の外面に係合され長孔62の長軸方向に沿って進退動作可能なスライダ63とが設けられている。

10

【0022】

また、操作部4には、前述のワイヤ50及び電線51が延びている。ワイヤ50はスライダ63に固定されている。従って、ワイヤ50はスライダ63を操作本体60に対して軸線方向に直線移動させることによってシース2に対して進退動作される。本実施形態では、スライダ63を操作本体60の先端側に最大限移動した際にはシース2の先端からスネアリング50aが突出され、スライダ63を操作本体60の基端側に最大限移動した際にはスネアリング50aはシース2の内部に完全に収納される。

20

【0023】

また、操作部4には、一方がワイヤ50に対して電氣的に接続され、他方が電線51に接続された2本の導線を有する電源コード65が設けられている。電源コード65は、図示しない高周波電源装置に接続可能なコネクタ66を有することにより、ワイヤ50及び電線51に対して高周波電流を供給可能な供給電極として機能している。

【0024】

図2は、内視鏡用処置具1のシース2の先端側の正面図である。受動電極30は、第一孔21の中心軸線と同軸状に貫通孔を有する形状であるので、第一孔21からのスネアリング50aの出入りを妨げない。

30

【0025】

以上に説明する構成を備えた、本実施形態の内視鏡用処置具1の使用時の動作について、図3及び図4を参照しながら説明する。図3及び図4は、内視鏡用処置具1の使用時の一過程を一部断面で示す図である。

まず、使用者は、内視鏡用処置具1の電源コード65のコネクタ66を高周波電源装置に接続し、内視鏡用処置具1に高周波電流を給電できるようにする。

【0026】

また、図示しないが、周知の手技によって内視鏡を体腔内へ挿入し、処置を行う対象部位まで内視鏡の先端を案内し、内視鏡の視野に対象部位を捉える。本実施形態では、生体組織に対する処置の例として、生体の上皮から膨隆したポリープの切除の過程を示す。

40

図3に示すように、使用者は、内視鏡の鉗子チャンネル等の通路を通じて内視鏡用処置具1のシース2を体腔内へと案内し、シース2の先端を処置対象となるポリープPへと案内する。

【0027】

使用者は、図1に示す操作部4のスライダ63を操作本体60に対して先端側へとスライドさせる。すると、スライダ63に接続されたワイヤ50がシース2に対して先端側へと押圧移動され、シース2の先端である延長部21aの開口からスネアリング50aが突出される。スネアリング50aは、自身の弾性による復元力のために環状に開くように変形する。使用者は、スネアリング50aをポリープPに掛け回す。

【0028】

50

続いて、使用者は操作部4のスライダ63を操作本体60の基端側へとスライドさせる。すると図4に示すように、スネアループ50aはシース2の第一孔21へと格納される方向へと移動される。このとき、スネアループ50aはポリープPに掛け回されているので、スネアループ50aによってポリープPが緊縛される。

【0029】

スネアループ50aによって緊縛されたポリープPは、スネアループ50aが当接していると共に、シース2の先端側にも押圧されている。シース2の先端には、受動電極30が固定されているので、このとき、ポリープPは受動電極30の外面30aに押圧されている。

なお、受動電極30は、ポリープP以外にも接触されていてもよく、たとえば受動電極30の外面30aが正常組織である組織T2等に接していてもよい。

【0030】

続いて、高周波電源装置を操作して内視鏡用処置具1へ高周波電流を給電する。高周波電流は、電線51とスネアループ50aとの間で通電され、電線51とスネアループ50aとの間にある組織T3には、高周波電流によるジュール熱が発生する。

【0031】

このとき、延長部21aが所定厚さL1を有しているので、ポリープPを緊縛しているスネアループ50aが受動電極30の外面30aに接触することが防止され、スネアループ50aと受動電極30の間では組織T3に高周波電流が好適に通電される。

【0032】

使用者がスネアループ50aによってポリープPを緊縛しながら高周波電流を通電させることで、高周波電流が通電された組織T3では、組織が焼灼されて切開される。従って、ポリープPは組織T3の部分で切除される。

【0033】

ポリープPが切除されたら、図示しない内視鏡の吸引チャンネル等を通じてポリープPを体外へ搬送し、内視鏡用処置具1及び内視鏡を体腔内から抜去して一連の処置を完了する。

【0034】

以上説明したように、本実施形態の内視鏡用処置具1によれば、シース2の先端からさらに先端側に突出した延長部21aの外周に受動電極30が配置されているため、高周波処置部であるスネアループ50aと受動電極30との間において簡易な構成で十分な絶縁性を確保することができる。

【0035】

また、延長部21aの外径がシース2の最大外径よりも小径であるので、受動電極30が固定された際にも受動電極30の最大外径をシース2の最大外径を超えないようにすることができる。このため、内視鏡の鉗子チャンネル等の通路にシース2を挿通させた際に受動電極30がこれらの通路の内面と摺動されることによる挿入抵抗が低減されている。

【0036】

また、シース2として第一孔21及び第二孔22が形成されたマルチルーメンチューブが採用されているので、第一孔21と第二孔22との間の絶縁性が好適に維持されている。また、孔にワイヤ50や電線51を挿通することで組み立て可能であるので内視鏡用処置具の組立性がよい。

【0037】

また、ワイヤ50と電線51とのそれぞれの外部はシース2を構成する絶縁性の高い素材で囲まれており余分な隙間が無いので、シース2を細径にしても十分な絶縁性を確保することができる。

【0038】

(変形例1)

以下では、本実施形態の内視鏡用処置具の変形例について図5及び図6を参照して説明する。なお、以下では、上述の内視鏡用処置具と同一の構成を有する部分には同一の符号

10

20

30

40

50

を付し、その説明を省略する。

図5は、本変形例の内視鏡用処置具の一部の構成を示す側面断面図である。図5に示すように、本変形例の内視鏡用処置具100は、上述のスネアループ50aに代えて、ワイヤ50の軸線方向に延びる針151を有する点で上述の内視鏡用処置具1と構成が異なっている。針151の先端151a側は、生体組織に対して接触させるための部分であり、基端151b側はワイヤ50に対して固定あるいは連結されている。

【0039】

針151の基端151b側は、ワイヤ50の先端に配置され、ワイヤ50の先端と針151の基端とのそれぞれの外周に被せられて固定された接続管50bによって固定されている。接続管50bは、例えば金属等を含有して電気伝導性を有する筒状部材からなる構成を採用することができる。なお、接続管50bの外部形状は筒状であれば径方向断面の輪郭形状が円環となる円筒状でも径方向断面の輪郭形状が多角形状となるいわゆる角筒状でもよい。また接続管50bの外面は、シース2の内周面に対する引っかかりを低減するために角がなだらかに形成されていてもよい。

10

【0040】

また、接続管50bは、ワイヤ50と針151とが同一軸線上あるいは径方向に隣接して並ぶ位置関係でワイヤ50と針151とに対して口付け、溶接、あるいはかしめ等によって固定されている構成を採用することができる。

【0041】

なお、ワイヤ50と針151との接続構造にあっては、ワイヤ50と針151とが直接接続された構成とすることもできる。この場合には溶接等によってワイヤ50の先端と針151の基端とが同一軸線上あるいは径方向に隣接して溶接された構成とすることができる。さらに、針151はワイヤ50と一体成形された構成でも構わない。

20

【0042】

図6は、内視鏡用処置具100の使用時の一過程を示す図である。内視鏡用処置具100の使用時には、操作部4(図5参照)におけるスライダ63の進退動作によって針151がシース2の第一孔21の先端から所定の突出長さだけ突出される。続いて、使用者は針151の先端151aが処置の対象になる対象部位Tに接触させるとともに、受動電極30の一部を対象部位の近傍の生体組織に接触させる。続いて使用者が高周波電源装置を操作して内視鏡用処置具100へ高周波電流を給電すると、針151と受動電極30との間で対象部位に高周波電流が通電される。このために針151と受動電極30との間で生体組織に対してジュール熱が発生し、対象部位が切開される。

30

【0043】

本変形例では、シース2の先端からさらに先端側に突出した延長部21aの外周に受動電極30が配置されているため、高周波処置部である針151と受動電極30との間において簡易な構成で十分な絶縁性を確保することができる。

【0044】

(変形例2)

以下では、本実施形態の内視鏡用処置具の他の変形例について図7ないし図9を参照して説明する。図7に示すように、本変形例の内視鏡用処置具200は、上記の内視鏡用処置具1におけるスネアループ50aに代えて、ワイヤ50の軸線方向に延び、延長部21aの内壁に当接することによって開閉動作可能な一对の把持部251を有する点で構成が異なっている。

40

【0045】

一对の把持部251には、処置の対象となる対象部位に接触可能な先端部251aが形成されている。先端部251aのそれぞれは互いに近接する側へ曲げて形成されており、一对の把持部251が閉じる方向へ動作された際に先端部251aが対象部位となる生体組織に接触する。本変形例の内視鏡用処置具200は、一对の把持部251によって生体組織を把持する二脚型高周波処置具として機能する。

【0046】

50

図8及び図9は内視鏡用処置具200の使用時の一過程を示す図である。図8及び図9に示すように、内視鏡用処置具200の使用時には、操作部4(図7参照)におけるスライダ63の進退動作によって、把持部251がシース2の先端側で延長部21aの先端から所定の突出長さだけ突出される。続いて、使用者は把持部251の先端部251aを処置の対象になる対象部位に接触させるとともに、受動電極30の一部を対象部位の近傍の生体組織に接触させる。続いて使用者が高周波電源装置を操作して内視鏡用処置具200へ高周波電流を給電すると、先端部251aと受動電極30との間で対象部位に高周波電流が通電される。このために先端部251aと受動電極30との間で生体組織に対してジュール熱が発生し、対象部位が切開される。

【0047】

10

なお、対象部位を焼灼あるいは切開する際、または把持部251によって対象部位における生体組織などを把持する際には、使用者は、操作部4(図7参照)のスライダ63を進退動作させてシース2の軸線方向にワイヤ50を相対移動させる。するとシース2の先端からの把持部251の突出長さが変化し、例えば把持部251がシース2の内部に収納される方向に移動すると、シース2の先端側の第一孔21の内壁に把持部251が接触することで把持部251の先端部251aが閉じる方向へと弾性変形される。

【0048】

本変形例では、シース2の先端からさらに先端側に突出した延長部21aの外周に受動電極30が配置されているため、高周波処置部である把持部251と受動電極30との間において簡易な構成で十分な絶縁性を確保することができる。

20

【0049】

(変形例3)

以下では、本実施形態の内視鏡用処置具のさらに他の変形例について図10および図11を参照して説明する。

本変形例の内視鏡用処置具300では、受動電極と、延長部との構成が上記の内視鏡用処置具1と異なっている。

図10は、本変形例の内視鏡用処置具300の先端側を拡大して一部断面で示す斜視図である。本変形例の内視鏡用処置具300は、延長部21aに代えて延長部321aを備え、受動電極30に代えて受動電極330を備える。なお、本変形例において受動電極330は、受動電極30と同様に角がなだらかな曲面として形成されていてもよい。延長部321aは外周面の一部に嵌合部321bを有し、受動電極330は嵌合部321bが嵌合する被嵌合部330bを有する。

30

延長部321aにおける嵌合部321bは延長部321aの外周面から径方向外方に突出されて延長部321aの周方向に延びる線条突起であり、受動電極330における被嵌合部330bは嵌合部321bが嵌合するように受動電極330の内部に周方向に延びる線条溝である。

【0050】

本変形例では、延長部321aと受動電極330とが接続される際に、延長部321aが弾性変形することで被嵌合部330bに対して嵌合部321bを挿入できる。嵌合部321bと被嵌合部330bとが嵌合された後は、延長部321aと受動電極330との延長部321aの軸線方向の相対移動が抑制されている。このように、本変形例の内視鏡用処置具300によれば、延長部321aに対して受動電極330が接続された状態で、受動電極330が延長部321aから脱落することを防止できる。

40

【0051】

なお、本変形例における線条突起と線条溝との関係を逆に構成することも可能である。すなわち、図11に示すように、延長部321aにおける嵌合部321cが延長部321aの外周面から径方向内方に陥没されて延長部321aの周方向に延びる線条溝とされ、受動電極330における被嵌合部330cが嵌合部321cに嵌合する線条突起とされる構成でもよい。

【0052】

50

また、上述の線条突起は必ずしも周方向に連続している必要はなく、上述の線条溝は前記線条突起に嵌合可能であれば必ずしも周方向に連続している必要はない。

【 0 0 5 3 】

(変形例 4)

以下では、本実施形態の内視鏡用処置具のさらに他の変形例について図 1 2 ないし図 1 7 を参照して説明する。

本変形例の内視鏡用処置具 4 0 0 では、嵌合部と被嵌合部との形状が上述の変形例 3 に示す構成と異なっている。

【 0 0 5 4 】

図 1 2 は、本変形例の内視鏡用処置具 4 0 0 の先端側を拡大して一部断面で示す斜視図である。本変形例の内視鏡用処置具 4 0 0 は、延長部 2 1 a に代えて延長部 4 2 1 a を備え、受動電極 3 0 に代えて受動電極 4 3 0 を備える。延長部 4 2 1 a は外周面の一部に嵌合部 4 2 1 b を有し、受動電極 4 3 0 は嵌合部 4 2 1 b が嵌合する被嵌合部 4 3 0 b を有する。

10

【 0 0 5 5 】

延長部 4 2 1 a における嵌合部 4 2 1 b は延長部 4 2 1 a の外周面から径方向外方に突出されて延長部 4 2 1 a の軸線方向に延びる線条突起であり、受動電極 4 3 0 における被嵌合部 4 3 0 b は嵌合部 4 2 1 b が嵌合するように受動電極 4 3 0 の内周面の一部で軸線方向に延びて形成された線条溝である。

【 0 0 5 6 】

本変形例では、延長部 4 2 1 a と受動電極 4 3 0 とが接続される際に、延長部 4 2 1 a に設けられた線条突起形状の嵌合部 4 2 1 b が受動電極 4 3 0 に設けられた線条溝形状の被嵌合部 4 3 0 b を位置合わせして挿入される。したがって、受動電極 4 3 0 が第一孔 2 1 の中心軸線回りに回転することが防止される。

20

【 0 0 5 7 】

本変形例の内視鏡用処置具 4 0 0 では、受動電極 4 3 0 と延長部 4 2 1 a との軸線回りの相対回転移動が抑制されているので、受動電極 4 3 0 の孔 3 1 とシース 2 の第二孔 2 2 (図 1 参照) との位置決めが容易になり、電線 5 1 を孔 3 1 に挿通させやすくなるので組立性を向上させることができる。

【 0 0 5 8 】

なお、本変形例では、上述の変形例 3 と同様に線条突起と線条溝との関係を逆に構成することも可能である。すなわち、図 1 3 に示すように、延長部 4 2 1 a における嵌合部 4 2 1 c が延長部 4 2 1 a の外周面から径方向内方に陥没されて延長部の軸線方向に延びる線条溝とされ、受動電極 4 3 0 における被嵌合部 4 3 0 c が嵌合部 4 2 1 b が嵌合可能な線条突起とされる構成でもよい。

30

【 0 0 5 9 】

また、嵌合部 4 2 1 b と被嵌合部 4 3 0 b は一対に限られない。すなわち、例えば図 1 4 に示すように、延長部 4 2 1 a の外周面において周方向に離間する複数の部分で径方向に突出された嵌合部 4 2 1 b が形成され、受動電極 4 3 0 には嵌合部 4 2 1 b のそれぞれが嵌合する被嵌合部 4 3 0 b が形成されている構成とすることができる。

40

なお、受動電極 4 3 0 が第一孔 2 1 の中心軸線回りに回転することを防止するための延長部 4 2 1 a の形状は、嵌合部 4 2 1 b を有する形状に限らず、延長部 4 2 1 a の径方向断面の輪郭形状が円形以外であればどのような形状であってもよい。すなわち、延長部 4 2 1 a の外部形状を円筒状以外のいわゆる角筒状とすることができる。

【 0 0 6 0 】

図 1 5 は、上述の角筒状の形状として嵌合部と被嵌合部とが組み合わされ得る形状を示す正面図である。なお、図 1 5 における二点鎖線は、円筒状に形成された上述の延長部 2 1 a の輪郭形状を示している。図 1 5 に示すように、延長部 4 2 1 a には径方向断面の輪郭形状が四角形に形成された嵌合部 4 2 1 c が設けられており、受動電極 4 3 0 には径方向断面視で嵌合部 4 2 1 c に嵌合可能な四角形に形成された被嵌合部 4 3 0 c が設けられ

50

ている構成とすることができる。このように延長部 4 2 1 a の径方向断面の輪郭形状が多角形状とされた場合には、延長部 4 2 1 a と受動電極 4 3 0 との周方向の回転位置は、嵌合部 4 2 1 c と被嵌合部 4 3 0 c とが嵌合する一箇所に定まっているため位置決めが容易である。

【 0 0 6 1 】

また、筒状の延長部として構成し得る他の形状には次のようなものがある。図 1 6 A ないし図 1 6 C は延長部 4 2 1 a の他の構成例を示す正面図である。

図 1 6 A に示すように、延長部 4 2 1 a に径方向断面の輪郭形状が楕円形状をなす嵌合部 4 2 1 d が形成され、受動電極 4 3 0 には径方向断面視で嵌合部 4 2 1 d と嵌合可能な楕円形状に形成された被嵌合部 4 3 0 d が設けられている構成とすることができる。

10

【 0 0 6 2 】

また、図 1 6 B に示すように、延長部 4 2 1 a に径方向断面の輪郭形状が正方形形状をなす嵌合部 4 2 1 e が形成され、受動電極 4 3 0 には径方向断面視で正方形に形成された被嵌合部 4 3 0 e が設けられている構成とすることができる。

【 0 0 6 3 】

さらに、図 1 6 C に示すように、延長部 4 2 1 a に径方向断面の輪郭形状が星型正多角形状をなす嵌合部 4 2 1 f が形成され、受動電極 4 3 0 には径方向断面視で嵌合部 4 2 1 f に嵌合可能な星型正多角形状に形成された被嵌合部 4 3 0 f が設けられている構成とすることができる。

【 0 0 6 4 】

20

図 1 6 A ないし図 1 6 C に示すように、延長部 4 2 1 a の径方向断面の輪郭形状が楕円形状あるいは正多角形状等の回転対称性を有する形状の場合には、延長部 4 2 1 a に対して複数の向きで受動電極 4 3 0 が取り付けられることもある。例えば図 1 7 に示すように、延長部 4 2 1 a と受動電極 4 3 0 とが図 1 6 B に示す向きと異なる不適切な向きで取り付けられる場合がある。しかしながら、延長部 4 2 1 a の中心軸線がシース 2 の中心軸線に対して偏心されている場合には、受動電極 4 3 0 の外周面とシース 2 の外周面との間に段差を生じることで取り付け位置の間違いを容易に発見することができる。

【 0 0 6 5 】

(変形例 5)

以下では、本実施形態の内視鏡用処置具のさらに他の変形例について図 1 8 A および図 1 8 B を参照して説明する。

30

本変形例では、上述の内視鏡用処置具とシース、受動電極、及び電線の構成が異なっている。

【 0 0 6 6 】

図 1 8 A は本変形例の内視鏡用処置具 5 0 0 を先端側から見た図である。また図 1 8 B は本変形例のシースの径方向断面図である。図 1 8 A および図 1 8 B に示すように、本変形例の内視鏡用処置具 5 0 0 は、シース 2 に代えてシース 5 0 2 と、受動電極 3 0 に代えて受動電極 5 3 0 と、電線 5 1 に代えて電線 5 1 a、5 1 b を備える。シース 5 0 2 は第二孔 2 2 に代えて複数の第二孔 5 2 2 a、5 2 2 b を有する。第二孔 5 2 2 a、5 2 2 b には、電線 5 1 に代えて電線 5 1 a、5 1 b が挿通されており、電線 5 1 a、5 1 b のい

40

ずれも上述と同様の操作部 4 においてコネクタ 6 6 から給電可能である。

また、受動電極 5 3 0 には、孔 3 1 に代えて電線 5 1 a、5 1 b のそれぞれが挿通される孔 5 3 1 a、5 3 1 b が形成されている。

【 0 0 6 7 】

このように、本変形例では、受動電極 5 3 0 に対して複数の電線が接続されて導通する構成である。このため、上述の電線 5 1 によって受動電極 3 0 と電氣的に接続されている場合と比較して受動電極に接続される電線の径路の自由度が高まる。また、電線の断面積を広く確保することができるので、高周波電流を通電させた際のインピーダンスを低く抑えることができる。

【 0 0 6 8 】

50

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。

例えば、本実施形態では、受動電極30と電線51とを接続するために、受動電極30に孔31が形成されている構成を採用したが、これに限らず、受動電極に電線が挿入される孔を備えず、電線が受動電極の外面に溶接等によって固定されている構成とすることもできる。

【0069】

また、上述の実施形態及び変形例において示した構成要素は適宜に組み合わせて構成することが可能である。

【産業上の利用可能性】

10

【0070】

本発明によれば、シースの先端からさらに先端側に突出して形成された延長部の外周に受動電極が配置されているため、高周波処置部と受動電極との間において簡易な構成で十分な絶縁性を確保することができる。

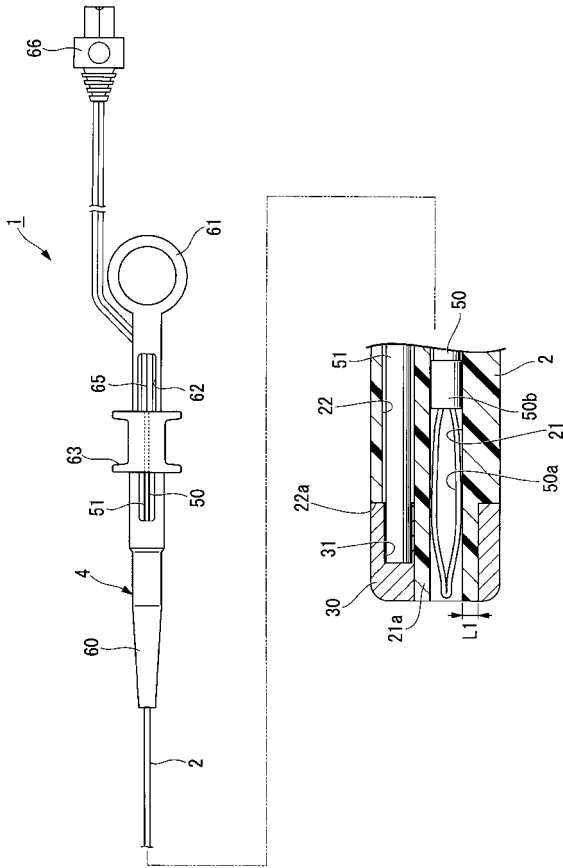
【符号の説明】

【0071】

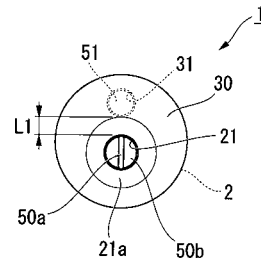
- 1、100、200、300、400、500 内視鏡用処置具
- 2、502 シース
- 4 操作部
- 21 第一孔
- 21a、321a、421a 延長部
- 22、522a、522b 第二孔
- 30、330、430、530 受動電極
- 50 ワイヤ
- 50a スネアループ(高周波処置部)
- 51、51a、51b 電線
- 66 コネクタ(供給電極)

20

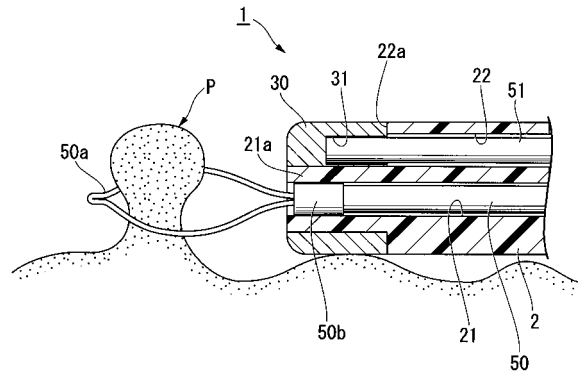
【 図 1 】



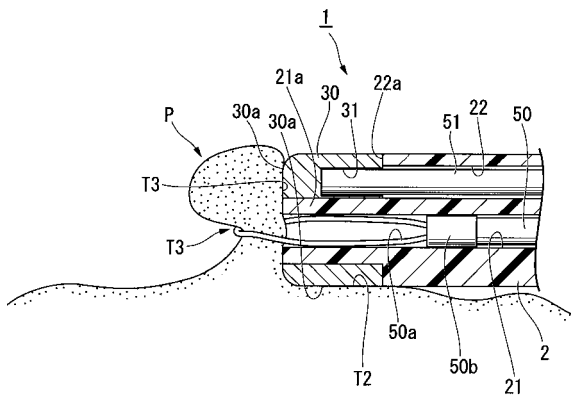
【 図 2 】



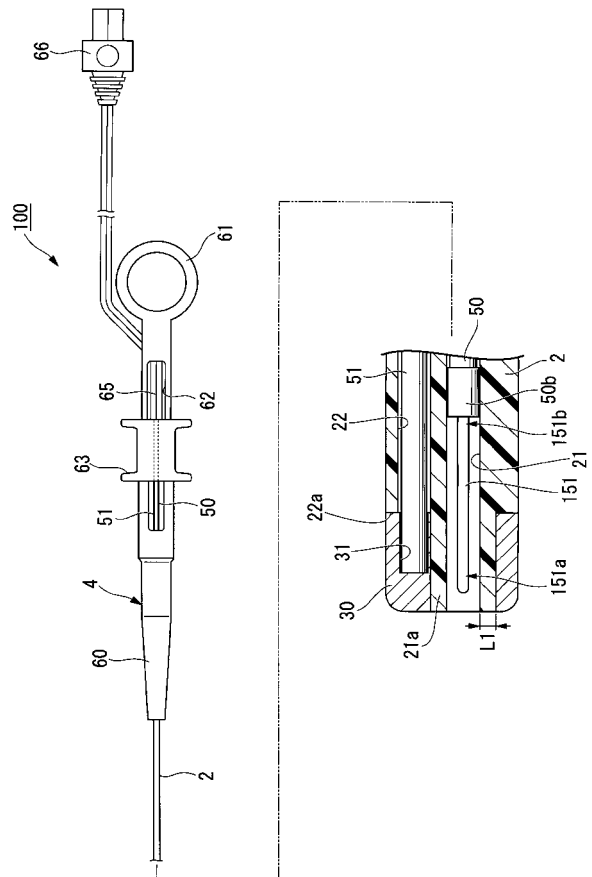
【 図 3 】



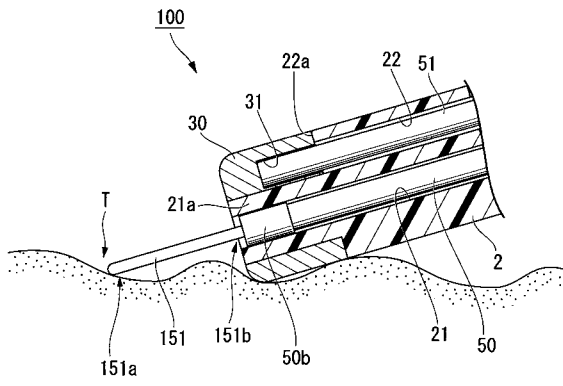
【 図 4 】



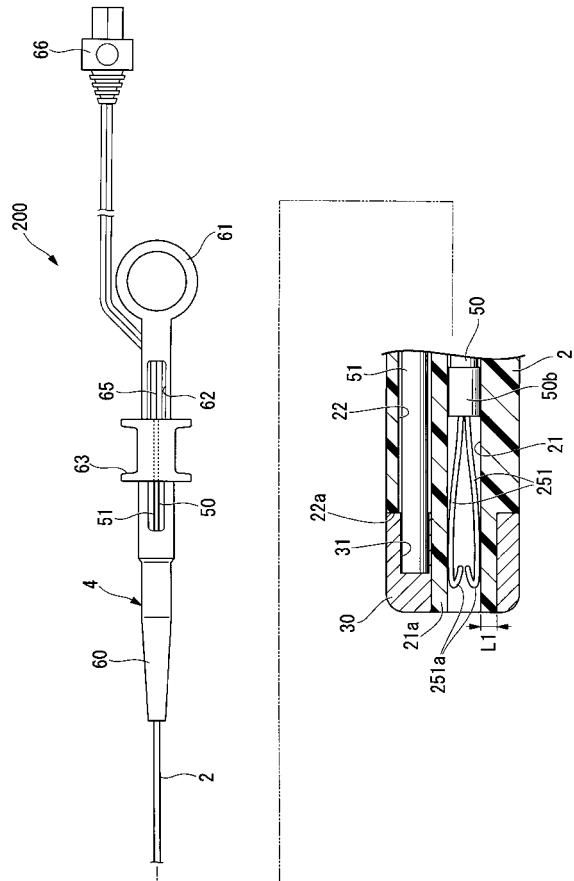
【 図 5 】



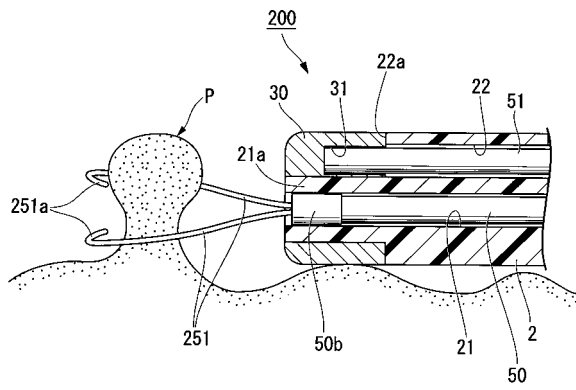
【 図 6 】



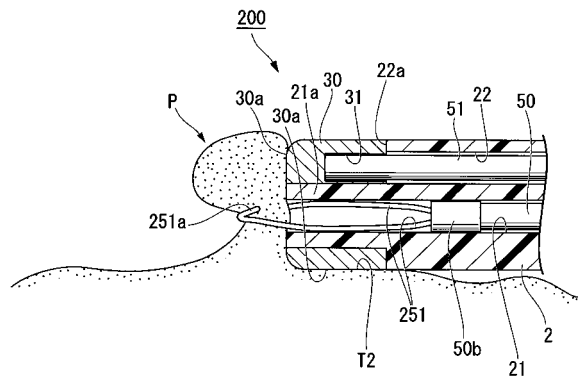
【 図 7 】



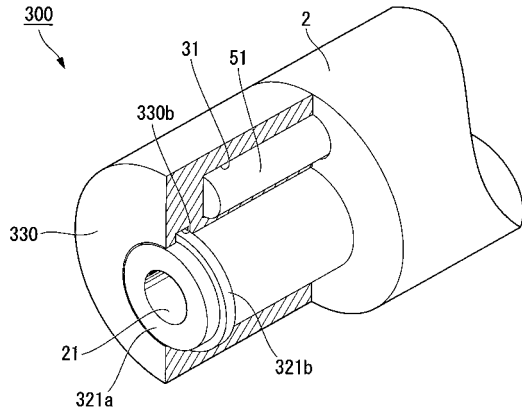
【 図 8 】



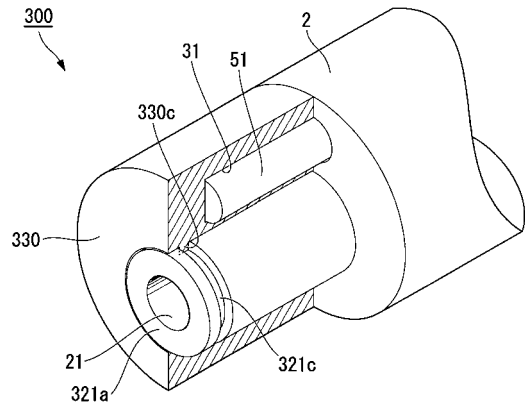
【 図 9 】



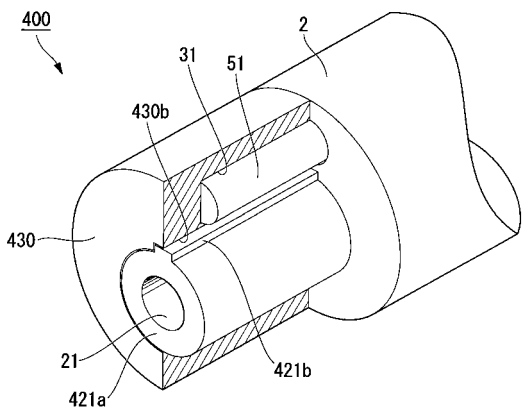
【図10】



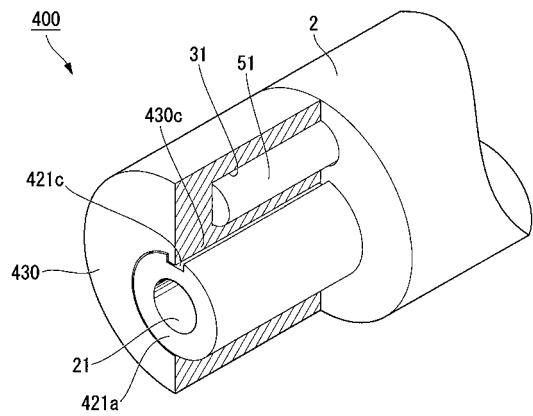
【図11】



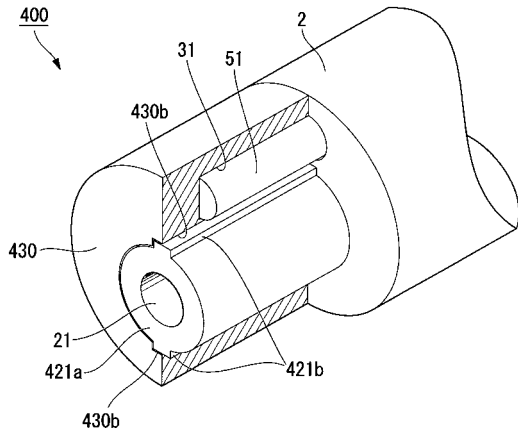
【図12】



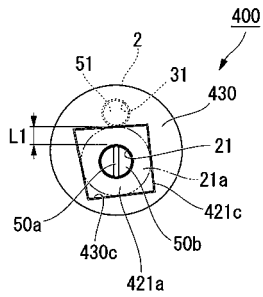
【図13】



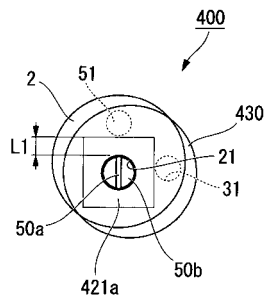
【図14】



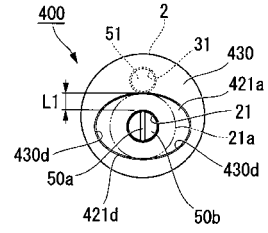
【図15】



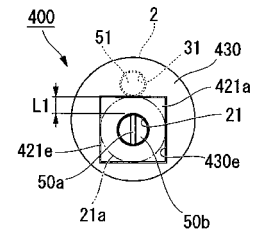
【図17】



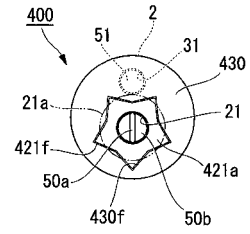
【図16A】



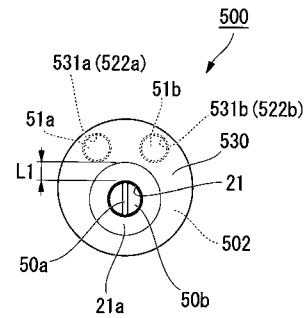
【図16B】



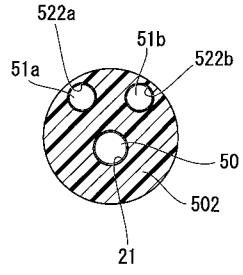
【図16C】



【図18A】



【 図 18 B 】



フロントページの続き

(72)発明者 矢沼 豊

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 藤井 秀基

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 井上 哲男

(56)参考文献 特開2004-057454(JP,A)

特開2002-224135(JP,A)

特開平11-047149(JP,A)

特公昭61-009051(JP,B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/14

A61B 17/221

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP4832616B2	公开(公告)日	2011-12-07
申请号	JP2011527083	申请日	2010-11-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	矢沼豊 藤井秀基		
发明人	矢沼 豊 藤井 秀基		
IPC分类号	A61B18/14 A61B17/221		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B18/16 A61B2017/2215 A61B2017/320064 A61B2018/00595 A61B2018/00601 A61B2018/1407 A61B2018/141		
FI分类号	A61B17/39.315 A61B17/22.320		
代理人(译)	塔奈澄夫		
审查员(译)	井上哲夫		
优先权	2010008002 2010-01-18 JP		
其他公开文献	JPWO2011086753A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在本发明的内窥镜治疗仪器(1)中,护套(2)在护套(2)的远端处从第一孔(21)的内周表面径向向外具有预定厚度。并且具有朝向远端侧延伸的管状延伸部分(21a),并且无源电极(30)围绕延伸部分(21a)的外周。根据本发明,可以在设置在第一孔(21)中的高频处理部分(50a)和无源电极(30)之间以简单的结构确保足够的绝缘。

