

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-106771

(P2013-106771A)

(43) 公開日 平成25年6月6日(2013.6.6)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/00 3 2 0	4 C 0 5 3
A 6 1 N 1/372 (2006.01)	A 6 1 N 1/372	4 C 1 6 0
A 6 1 B 17/34 (2006.01)	A 6 1 B 17/34	
A 6 1 B 17/28 (2006.01)	A 6 1 B 17/28	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2011-253787 (P2011-253787)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成23年11月21日 (2011.11.21)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
		(74) 代理人	100106909
			弁理士 棚井 澄雄
		(74) 代理人	100064908
			弁理士 志賀 正武
		(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100129403
			弁理士 増井 裕士
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗

最終頁に続く

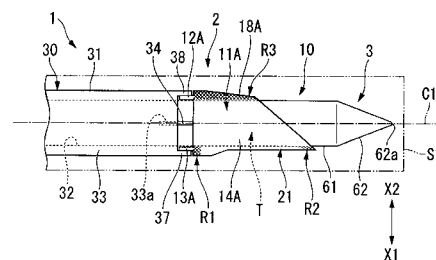
(54) 【発明の名称】 医療用処置具および神経刺激電極留置システム

(57) 【要約】

【課題】線状組織を周辺組織から容易に剥離し、神経刺激電極を留置することを可能にする医療用処置具を提供する。

【解決手段】医療用処置具2は、シース31と、シースの先端側に互いに当接および離間可能に設けられるとともに、互いに当接したときに、シースの軸線C1上であってシースの先端側および前方に規定される先端側空間Tを避けるように構成された一对の処置片11Aと、シースに進退可能に挿通され、一对の処置片を互いに当接および離間させるための線状部材34と、を備え、一对の処置片の少なくとも一方には、一对の処置片が互いに当接する当接面から凹んだ凹部が形成され、一对の処置片が互いに当接したときに、一对の処置片および凹部により形成される貫通孔21が先端側空間に連通する。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

シースと、

前記シースの先端側に互いに当接および離間可能に設けられるとともに、互いに当接したときに、前記シースの軸線上であって前記シースの先端側および前方に規定される先端側空間を避けるように構成された一对の処置片と、

前記シースに進退可能に挿通され、一对の前記処置片を互いに当接および離間させるための線状部材と、

を備え、

一对の前記処置片の少なくとも一方には、一对の前記処置片が互いに当接する当接面から凹んだ凹部が形成され、

一对の前記処置片が互いに当接したときに、一对の前記処置片および前記凹部により形成される貫通孔が前記先端側空間に連通することを特徴とする医療用処置具。

【請求項 2】

前記シースの基端側に設けられ、前記線状部材を前記軸線方向に進退させるための操作部を備え、

前記シースには、基端部の外周面から突出する鉸部が設けられ、

前記操作部は、前記鉸部に前記軸線方向に係合して、前記シースを前記軸線回りに回動可能に支持する被係合部が形成された操作部本体を有することを特徴とする請求項 1 に記載の医療用処置具。

【請求項 3】

前記シースに対する前記線状部材の前記軸線方向の位置を規制する規制部を備えることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の医療用処置具。

【請求項 4】

前記シースの外面には、前記軸線に沿って延びるように凹んだ没入部が形成されていることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の医療用処置具。

【請求項 5】

基準線に沿って延びるように凹んだ第二の没入部が外面に形成され、

前記基準線が前記軸線に略平行となり、かつ、前記第二の没入部が外部に露出するように前記シースの外面に取り付けられた案内部材を備えることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の医療用処置具。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の医療用処置具と、

生体組織を鈍的切開する鈍的切開部を先端に有して前記シースの管路に進退可能に挿通され、前記シースの管路に挿通されたときに前記鈍的切開部が互いに当接した一对の前記処置片よりも前方に突出する導入具と、

を備えることを特徴とする神経刺激電極留置システム。

【請求項 7】

前記導入具は、

内視鏡の内視鏡挿入部が挿通可能とされた導入側管路を有する筒状の導入側本体と、

先端に前記鈍的切開部を備え、透明性を有するように形成されて前記導入側本体の先端部に取り付けられた切開部材と、

を有することを特徴とする請求項 6 に記載の神経刺激電極留置システム。

【請求項 8】

それぞれの前記処置片は、互いに当接したときに、前方に突出した前記導入具の外面と自身の外面とがなだらかに接続されるように形成されていることを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の神経刺激電極留置システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

10

20

30

40

50

本発明は、電極を体内に留置するための医療用処置具および神経刺激電極留置システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、神経刺激装置、疼痛緩和装置、てんかん治療装置、および筋肉刺激装置等の、電氣的刺激を直接または間接的に神経組織および筋肉等の生体組織（線状組織）に与え、治療を行う刺激発生装置が知られている。これらの刺激発生装置は内部に電源を有し、通常は、電氣的刺激を伝達する刺激電極とともに生体に埋め込まれて使用される。

【0003】

一般に、刺激電極は、生体組織に電氣的刺激を与え、もしくは生体組織に生じる電氣的興奮を検出するための少なくとも1つの電極と、刺激発生装置と電氣的に接続するための電気コネクタと、電極と刺激発生装置との間に設けられ電氣的刺激を伝達するためのリード部とを有している。

例えば、特許文献1には、心臓が徐脈を発生したときには心臓を刺激して心拍数を上昇させ、心臓が頻脈または細動を発生したときには迷走神経を刺激して心拍数を低下させる、埋め込み式の心臓治療装置が開示されている。特許文献1では、心臓刺激電極が心筋内または心房内に配置される。神経刺激電極を巻きつけて留置する部位としては、頸部領域あるいは外側頸動脈の右中央位置が好適であるとされている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2004-173790号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

この分野における従来技術においては、目視下で電極を留置することが可能な部位に、神経刺激電極が留置されることが多い。例えば、心臓の迷走神経を刺激するための神経刺激電極であれば、特許文献1にも記載のように、頸部等に留置される。

しかしながら、迷走神経はその経路中に頸部、胸部および腹部の内臓へ分岐する枝を有しているため、頸部において迷走神経を刺激すると、治療対象組織である心臓に加えて、頸部等の他の器官にも刺激が伝達されることがある。その結果、患者が喉の詰まりや咳きこみ等の反射的自覚症状を呈することがあり、患者のQOL（生活の質）の低下の一因となるという問題がある。

【0006】

本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであって、線状組織を周辺組織から容易に剥離し、神経刺激電極を留置することを可能にする医療用処置具、および、この医療用処置具を備える神経刺激電極留置システム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】

【0007】

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。

本発明の医療用処置具は、シースと、前記シースの先端側に互いに当接および離間可能に設けられるとともに、互いに当接したときに、前記シースの軸線上であって前記シースの先端側および前方に規定される先端側空間を避けるように構成された一对の処置片と、前記シースに進退可能に挿通され、一对の前記処置片を互いに当接および離間させるための線状部材と、を備え、一对の前記処置片の少なくとも一方には、一对の前記処置片が互いに当接する当接面から凹んだ凹部が形成され、一对の前記処置片が互いに当接したときに、一对の前記処置片および前記凹部により形成される貫通孔が前記先端側空間に連通することを特徴としている。

【0008】

また、上記の医療用処置具において、前記シースの基端側に設けられ、前記線状部材を

10

20

30

40

50

前記軸線方向に進退させるための操作部を備え、前記シースには、基端部の外周面から突出する鉤部が設けられ、前記操作部は、前記鉤部に前記軸線方向に係合して、前記シースを前記軸線回りに回動可能に支持する被係合部が形成された操作部本体を有することがより好ましい。

また、上記の医療用処置具において、前記シースに対する前記線状部材の前記軸線方向の位置を規制する規制部を備えることがより好ましい。

また、上記の医療用処置具において、前記シースの外面には、前記軸線に沿って延びるように凹んだ没入部が形成されていることがより好ましい。

また、上記の医療用処置具において、基準線に沿って延びるように凹んだ第二の没入部が外面に形成され、前記基準線が前記軸線に略平行となり、かつ、前記第二の没入部が外部に露出するように前記シースの外面に取り付けられた案内部材を備えることがより好ましい。

10

【0009】

また、本発明の神経刺激電極留置システムは、上記に記載の医療用処置具と、生体組織を鈍的切開する鈍的切開部を先端に有して前記シースの管路に進退可能に挿通され、前記シースの管路に挿通されたときに前記鈍的切開部が互いに当接した一对の前記処置片よりも前方に突出する導入具と、を備えることを特徴としている。

また、上記の神経刺激電極留置システムにおいて、前記導入具は、内視鏡の内視鏡挿入部が挿通可能とされた導入側管路を有する筒状の導入側本体と、先端に前記鈍的切開部を備え、透明性を有するように形成されて前記導入側本体の先端部に取り付けられた切開部材と、を有することがより好ましい。

20

また、上記の神経刺激電極留置システムにおいて、それぞれの前記処置片は、互いに当接したときに、前方に突出した前記導入具の外面と自身の外面とがなだらかに接続されるように形成されていることがより好ましい。

【発明の効果】

【0010】

本発明の医療用処置具および神経刺激電極留置システムによれば、線状組織を周辺組織から容易に剥離し神経刺激電極を留置することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

30

【図1】本発明の一実施形態の神経刺激電極留置システムの全体図である。

【図2】同神経刺激電極留置システムで処置片が閉状態のときの先端側の側面図である。

【図3】同神経刺激電極留置システムで処置片が閉状態のときの先端側の平面図である。

【図4】同神経刺激電極留置システムで処置片が閉状態のときの先端側の正面図である。

【図5】同神経刺激電極留置システムで処置片が開状態のときの先端側の側面図である。

【図6】同神経刺激電極留置システムに用いられる神経刺激電極を一部断面で示す図である。

【図7】図6中の切断線A-Aの断面図である。

【図8】同神経刺激電極留置システムの使用時の動作を示す図である。

【図9】同神経刺激電極留置システムの使用時の動作を示す図である。

40

【図10】同神経刺激電極留置システムの使用時の動作を示す図である。

【図11】同神経刺激電極留置システムの使用時の動作を示す図である。

【図12】同神経刺激電極留置システムの使用時の動作を示す図である。

【図13】同神経刺激電極留置システムの使用時の動作を示す図である。

【図14】同神経刺激電極留置システムの使用時の動作を示す図である。

【図15】本発明の一実施形態の変形例における神経刺激電極留置システムの要部の断面図である。

【図16】本発明の一実施形態の変形例における神経刺激電極留置システムの要部の断面図である。

【図17】本発明の一実施形態の変形例における神経刺激電極留置システムの処置片が開

50

状態のときの先端側の斜視図である。

【図 18】同神経刺激電極留置システムの処置片が閉状態のときの先端側の斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明に係る神経刺激電極留置システム（以下、単に「システム」と称する。）の一実施形態を、図 1 から図 18 を参照しながら説明する。このシステムは、線状組織から、線状組織に付着している周辺組織を剥離するためのものである。

図 1 に示すように、本システム 1 は、本発明の医療用処置具（以下、単に「処置具」と称する。）2 と、組織を鈍的に切開するための導入具 3 とを備えている。

このシステム 1 は、内視鏡 200、および、後述する神経刺激電極（以下、単に「電極」と称する。）とともに用いられるものである。

【0013】

本処置具 2 は、組織を剥離する処置部 10 と、処置部 10 の基端側に設けられた長尺の挿入部 30 と、挿入部 30 の基端側に設けられ処置部 10 を操作するための操作部 40 とを備えている。

図 2 から図 4 に示すように、処置部 10 は、挿入部 30 の後述するシース 31 の先端に回動可能に接続された第一の処置片（処置片）11A および第二の処置片（処置片）11B を有している。

この例では、第一の処置片 11A および第二の処置片 11B が互いに当接して閉状態となったとき、シース 31 の中心軸線（軸線）C1 を含む基準平面 S1 に対して対称となるよう構成されている。以下では、第一の処置片 11A の形状について説明し、第二の処置片 11B については、対称となる構成を、符号の数字の部分で共通にし、第一の処置片 11A の構成についてはこの数字に英字「A」を付加し、第二の処置片 11B の構成についてはこの数字に英字「B」を付加することで示し、第二の処置片 11B についての説明を省略する。

【0014】

図 4 に示すように、第一の処置片 11A は、正面視で中心軸線 C1 側が開口した略 C 字状に形成されている。第一の処置片 11A の内周面は、正面視で中心軸線 C1 を中心とする円弧状に形成されている。第一の処置片 11A は、中心軸線 C1 上であってシース 31 の先端側および前方に規定される略円柱状の先端側空間 T を避けるように構成されている。言い換えれば、閉状態となったときの第一の処置片 11A は、先端側空間 T の径方向外側となる位置に配置される。

ここで、説明の便宜のために、基準平面 S1 に平行であって、中心軸線 C1 に直交する方向のうちの一方を X1 方向、他方を X2 方向と規定する。

第一の処置片 11A の基端面には、平面視で中心軸線 C1 を挟んだ両側に、後方に向けて突出する舌片 12A、13A が設けられている。

第一の処置片 11A は、図 3 に示す平面視において、X1 方向側の方が X2 方向側よりも前方に突出するように形成されている。より詳しく説明すると、第一の処置片 11A の先端側は、中心軸線 C1 に対して X1 方向側の先端が頂点となるような、三角形状に形成されている。第一の処置片 11A は、先端に向かうにしたがって幅が狭くなるように形成されている。

第一の処置片 11A は、図 2 に示す側面視においても、先端に向かうにしたがって幅が狭くなるように形成されている。第一の処置片 11A の外面は、いわゆる流線形のようになだらかに形成されることが好ましい。

【0015】

第一の処置片 11A の X1 方向側の壁面 14A には、凹部 15A が形成されている。凹部 15A は、壁面 14A における壁面 14B との当接面から凹むとともに、壁面 14A を X1 方向に貫通するように形成されている。

凹部 15A の先端側の縁部には、基端側に向かうにしたがって壁面 14A の厚さが薄く

なるようにテーパ面 16A が設けられている（図 2 参照。 ）。

第一の処置片 11A の X2 方向側の壁面 18A は、側面視において、先端側の縁部が凹部 15A における中心軸線 C1 方向の中央部に位置するように設置されている。

処置片 11A、11B は、ステンレス鋼などの生体適合性を有する金属により形成されている。

このように構成された処置片 11A、11B は、閉状態となったときに、図 3 に示すように、壁面 14A および壁面 14B が凹部 15A を挟んで基端側の範囲 R1、および、先端側の範囲 R2 で互いに当接し、壁面 18A および壁面 18B が範囲 R3 で互いに当接している。第一の処置片 11A の凹部 15A および第二の処置片 11B の凹部 15B で、貫通孔 21 が形成される。この貫通孔 21 は、図 3 に示すように、先端側空間 T に連通するように形成される。

10

【0016】

挿入部 30 は、管路 32 が形成された前述のシース 31 と、シース 31 の管路 32 を囲う壁部 33 を中心軸線 C1 に沿って貫通する透し孔 33a、33b に進退可能に挿通された操作ワイヤ（線状部材）34、35 とを有している。

シース 31 には、図 1 に示すように、基端部の外周面から突出する環状の鍔部 36 が設けられている。シース 31 の先端面には、図 2 および図 3 に示すように、前方に向けて突出する舌片 37、38 が中心軸線 C1 を挟むように設けられている。

本実施形態では、シース 31 を形成する材料は、中心軸線 C1 方向の押し込む力、および、中心軸線 C1 回りのトルクを伝達可能なものであれば特に制限は無い。例えば、金属であれば、ステンレス鋼などのような腐食を起こしにくく、かつ、生体適合性を有するものを適宜選択して用いることができる。一方で、樹脂であれば、ポリカーボネート、ポリサルホンなどの、いわゆるエンブラ、スーパーエンブラと呼ばれるものをを用いることができる。

20

シース 31 の外面には、潤滑性のコート層を形成してもよい。このように構成することで、挿入部 30 の挿入性を高めることができる。

【0017】

第一の処置片 11A は、平面視において、舌片 12A がシース 31 の舌片 38 に、舌片 13A がシース 31 の舌片 37 に、それぞれ中心軸線 C1 に直交する軸線回りに回動可能に接続されている。第二の処置片 11B も、シース 31 の舌片 37、38 に同様に接続されている。

30

操作ワイヤ 34 はシース 31 の透し孔 33a に挿通され、操作ワイヤ 34 の先端は処置片 11A の基端面に取り付けられている。操作ワイヤ 34 の基端は、操作部 40 に延びている。同様に、操作ワイヤ 35 はシース 31 の透し孔 33b に挿通され、操作ワイヤ 35 の先端は処置片 11B の基端面に取り付けられている。操作ワイヤ 35 の基端は、操作部 40 に延びている。

【0018】

操作部 40 は、図 1 に示すように、操作部本体 41 と、操作部本体 41 に設けられた指掛けリング 42 と、操作部本体 41 の内部空間 41a を規定する壁面に接続されたレバー 43 とを有している。

40

内部空間 41a は操作部本体 41 の先端側に開口 41b を有していて、この開口 41b の近傍であって中心軸線 C1 に直交する平面上には溝部（被係合部）41c が形成されている。

シース 31 は、基端側が開口 41b に挿通されるとともに、鍔部 36 が溝部 41c に中心軸線 C1 方向に係合している。鍔部 36 の一部は、操作部本体 41 から外部に露出している。このように構成された操作部本体 41 は、シース 31 を中心軸線 C1 回りに回動可能に支持している。

操作部本体 41 の基端側の開口 41d の近傍には、ロック機構 44 が設けられている。ロック機構 44 は、基端側の内部空間 41a に不図示の係止部材を突出させることで開口 41d に挿通された部材の外面を押し、操作部本体 41 に対してその部材を位置決めする

50

ことができる。

【 0 0 1 9 】

内部空間 4 1 a には、素線が螺旋状に巻回されたバネ部材 4 5 が、螺旋の軸線が中心軸線 C 1 とほぼ一致するように配置されている。重力以外の外力が作用していない自然状態において、バネ部材 4 5 の軸線方向に隣り合う素線は互いに離間するように構成されている。バネ部材 4 5 の先端は、内部空間 4 1 a を区画する先端側の面となる取り付け面 4 1 e に固定されている。

バネ部材 4 5 の基端には、連結筒 4 6 が固定されている。連結筒 4 6 は、自身の軸線が中心軸線 C 1 に一致するように配置されている。操作ワイヤ 3 4、3 5 の基端は、連結筒 4 6 に接続されている。

バネ部材 4 5 の内径、および連結筒 4 6 の内径は、シース 3 1 の管路 3 2 の内径よりわずかに大きく設定されている。

連結筒 4 6 は、バネ部材 4 5 を中心軸線 C 1 方向に圧縮させたり伸長させたりすることで、内部空間 4 1 a で中心軸線 C 1 方向に移動することができる。

【 0 0 2 0 】

レバー 4 3 の一方の端部には、指掛け孔 4 3 a が形成されている。

レバー 4 3 の中間部は、操作部本体 4 1 に設けられた軸部材 4 7 によって回動可能に支持されている。レバー 4 3 における中間部を挟んで一方の端部の反対側となる他方の端部 4 3 b は、図示はしないが、連結筒 4 6 と係合している。

レバー 4 3 の指掛け孔 4 3 a と軸部材 4 7 によって指示されている部分との間には、軸部材 4 8 によってロック部材（規制部）4 9 の中間部が回動可能に支持されている。

【 0 0 2 1 】

指掛け孔 4 3 a を回動させ、レバー 4 3 の指掛け孔 4 3 a を、指掛けリング 4 2 に近づけた引き戻し位置 P 1 に移動させると、ロック部材 4 9 の一端に設けられた突部 4 9 a が指掛けリング 4 2 に設けられた突部 4 2 a に係止されるとともに、ロック部材 4 9 の他端 4 9 b がレバー 4 3 の先端側の面から前方に突出する。

【 0 0 2 2 】

このように構成された処置具 2 は、指掛けリング 4 2 の突部 4 2 a にロック部材 4 9 の突部 4 9 a が係止されていると、指掛け孔 4 3 a は指掛けリング 4 2 から離間するように移動できなくなる。指掛け孔 4 3 a が引き戻し位置 P 1 にあるとき、連結筒 4 6、および操作ワイヤ 3 4、3 5 が先端側に移動してバネ部材 4 5 は中心軸線 C 1 方向に圧縮されている。このとき、処置片 1 1 A、1 1 B は、前述の軸線回りに回動して閉状態となる。

さらに、圧縮されたバネ部材 4 5 によって作用する力で基端側に移動しようとする連結筒 4 6 の動き、すなわち、指掛け孔 4 3 a が指掛けリング 4 2 から離間する動きをロック部材 4 9 が規制することで、シース 3 1 に対する操作ワイヤ 3 4、3 5 の中心軸線 C 1 方向の位置が規制される。

【 0 0 2 3 】

また、ロック部材 4 9 の他端 4 9 b をレバー 4 3 の先端側に押し込み、ロック部材 4 9 を位置 P 1 に移動させると、ロック部材 4 9 と突部 4 2 a との係止が解除され、圧縮されたバネ部材 4 5 が自然状態に戻ろうとする力により、連結筒 4 6、および操作ワイヤ 3 4、3 5 が基端側に移動する。このとき、指掛け孔 4 3 a は、指掛けリング 4 2 から離間した押し込み位置 P 2 に移動する。

操作ワイヤ 3 4、3 5 が基端側に移動することで、図 5 に示すように、処置片 1 1 A、1 1 B は、互いの先端側が離間するように前述の軸線回りに回動して開状態となる。

処置片 1 1 A、1 1 B は、閉状態から開状態となるときに中心軸線 C 1 から離間するように移動するため、開状態となったときにおいても前述の先端側空間 T を避けるように配置される。

【 0 0 2 4 】

導入具 3 は、図 1 に示すように、導入側管路 6 1 a を有する筒状の導入側本体 6 1 と、先端に鈍的切開部 6 2 a を備え導入側本体 6 1 の先端部に取り付けられたキャップ（切開

10

20

30

40

50

部材) 6 2 とを有している。

導入側本体 6 1 の基端には、外周面から突出するフランジ部 6 3 が設けられている。

導入側本体 6 1 およびフランジ部 6 3 の材質としては、後述する周辺組織を切開して進退できる程度の剛性を有するものであれば特に制限はなく、ステンレス鋼などの金属や、樹脂などを好適に用いることができる。

キャップ 6 2 は、先端に設けられた鈍的切開部 6 2 a が頂点となるような円錐状に形成されている。キャップ 6 2 は、アクリル樹脂等で透明性を有するように形成されており、導入側管路 6 1 a を密閉している。キャップ 6 2 は、導入側管路 6 1 a に挿入された、後述する内視鏡 2 0 0 の内視鏡挿入部 2 1 0 からキャップ 6 2 の周囲を観察可能な程度の透明性を有するものであれば、所望の着色が施されていてもよい。また、キャップ 6 2 は先端が鈍的切開を行うことができ、かつ観察が可能であれば先端がどのような形状でもよく、角錐状などの形状を取っていてもよい。

鈍的切開部 6 2 a の曲率半径は、例えば 0 . 2 mm 程度に設定されており、鋭利でないように形成されている。

【 0 0 2 5 】

導入側本体 6 1 およびキャップ 6 2 は、外形がシース 3 1 の管路 3 2 の内径より小さく設定されていて、シース 3 1 の管路 3 2 に進退可能に挿通することができる。

操作部本体 4 1 の開口 4 1 d から導入具 3 を操作部本体 4 1 の内部空間 4 1 a に挿入し、操作部本体 4 1 の開口 4 1 d の縁部にフランジ部 6 3 を当接させたときに、図 2 および図 3 に示すように、シース 3 1 を挿通したキャップ 6 2 が閉状態となった処置片 1 1 A、1 1 B よりも前方に突出するように構成されている。すなわち、処置片 1 1 A、1 1 B の先端は、導入側本体 6 1 の側面上に位置している。

閉状態となった処置片 1 1 A、1 1 B の外面は、先端に向かうにしたがって幅が狭くなるように形成されているため、導入具 3 の外面と、閉状態となった処置片 1 1 A、1 1 B の外面とがなだらかに接続される。

鈍的切開部 6 2 a を先頭にして導入具 3 を押し込むことにより、導入具 3 の周囲に存在する周辺組織を鈍的切開部 6 2 a で鈍的に切開しながらシステム 1 を対象組織付近まで導入することができる。

【 0 0 2 6 】

内視鏡 2 0 0 としては、図 1 に示すように、長尺の内視鏡挿入部 2 1 0 と、内視鏡挿入部 2 1 0 の基端に設けられた内視鏡操作部 2 2 0 とを有する公知の構成のものを用いることができる。

挿入部 2 1 0 は先端に不図示の照明装置および観察装置を備えていて、導入具 3 の導入側管路 6 1 a に進退可能に挿通することができる。

導入具 3 の導入側管路 6 1 a に内視鏡挿入部 2 1 0 を挿通し、フランジ部 6 3 に内視鏡操作部 2 2 0 を当接させたときに、内視鏡挿入部 2 1 0 の先端が導入側管路 6 1 a の先端近傍に達するように構成されている。

【 0 0 2 7 】

図 6 および図 7 に示すように、本実施形態のシステム 1 で用いられる電極 2 5 0 は、長尺のリード部 2 5 1 と、リード部 2 5 1 の先端側に設けられた電極部 2 5 2 と、電極部 2 5 2 を神経組織に接触するように支持する支持部 2 5 3 とを有している。

【 0 0 2 8 】

リード部 2 5 1 は、生体内で安定性が高いポリウレタン等を材料として内腔 2 5 4 を有する略円筒状に形成されており、内腔 2 5 4 にスタレット 2 6 0 を挿入可能である。内腔 2 5 4 は、リード部 2 5 1 の先端側に開口しておらず、内腔 2 5 4 の先端部は、径方向に潰れている。これにより、当該先端部の径方向における最小寸法は、内腔 2 5 4 の略円柱形状の径方向における寸法よりも短くなっている。

リード部 2 5 1 は、図示しないリードを複数有する。各リードにおいて、導電性の芯線は、耐久性が高い M P 3 5 N 線又は 3 5 M L T 線を用いて形成されており、各芯線に E T F E 材料による絶縁被覆が施されて各リードが形成され、内腔 2 5 4 内に配置されている

10

20

30

40

50

。リードの先端側は電極部 2 5 2 に接続され、リードの基端側は図示しない神経刺激装置と接続されるためのコネクタ 2 5 5 に接続されている。コネクタ 2 5 5 は、接続される神経刺激装置にあわせて公知のものが適宜選択され。例えば I S 1 コネクタなどを用いることができる。

【 0 0 2 9 】

電極 2 5 0 は、接触した線状組織に電気刺激を与えることができればその構成に特に制限はないが、図 6 に示すように、マイナス極 2 5 2 a とプラス極 2 5 2 b との二つの電極を有するバイポーラ型電極とされるのが好ましい。マイナス極 2 5 2 a、プラス極 2 5 2 b の材料としては、生体内で安定な白金が用いられている。各電極 2 5 2 a、2 5 2 b の表面には微細凹凸構造を有する窒化チタン (T i N) 膜が形成され、生体表面とのインピーダンスが下げられている。

各電極 2 5 2 a、2 5 2 b は留置時に神経組織に対向する側にのみ露出しており、反対側の面はシリコン樹脂などにより覆われ、電氣的に絶縁されている。つまり、印加した電気エネルギーが神経組織の周辺にある組織や器官へ漏れることを低減している。

対象の線状組織が迷走神経である場合、剥離された線状組織は約 1 ~ 2 m m の外径を有していることが多く、それらに対応するためにリードの芯線および電極部の電極は ϕ 2 m m 以下に形成されていることが好ましい。

【 0 0 3 0 】

支持部 2 5 3 は、電極部 2 5 2 の一部を被覆するシリコン樹脂の一部が略円弧状に延びることにより形成されている。当該円弧形状は、支持部 2 5 3 の機能に鑑みて、神経組織の外径よりも大きい円弧径を有するように設定されるのが好ましい。支持部 2 5 3 は弾性変形可能であり、電極部 2 5 2 との間に神経組織を挟みこんで支持することにより、各電極 2 5 2 a、2 5 2 b を線状組織に接触させることができる。支持部 2 5 3 は、電極部 2 5 2 の外周面に沿うように変形することができるため、電極 2 5 0 全体をシース 3 1 の管路 3 2 に挿通することができるように構成してもよい。

支持部の個数や形状は、各電極 2 5 2 a、2 5 2 b を神経組織に接触させるという目的を果たす限り、適宜設定されてよい。

また、支持部の厚みとしては、対象組織に過度な負荷を与えないように、0 . 5 m m 以下の厚さとされるのが好ましい。

【 0 0 3 1 】

スタイレット 2 6 0 は、樹脂や金属を材料として、リード部 2 5 1 の内腔 2 5 4 に挿入可能な寸法に形成されている。スタイレット 2 6 0 の先端部 2 6 1 (図 6 参照。) は、内腔 2 5 4 の先端部形状に対応するように径方向につぶされている。したがって、先端部 2 6 1 を内腔 2 5 4 の先端部内に挿入してスタイレット 2 6 0 を回転させると、電極 2 5 0 をリード部 2 5 1 の軸線回りに回転させることができる。また、スタイレット 2 6 0 を軸線方向に前進させたり、リード部 2 5 1 の基端側を手元に引いたりすることで、シース 3 1 の管路 3 2 から電極部 2 5 2 を突没させることが可能である。

【 0 0 3 2 】

上記のように構成されたシステム 1 の使用時の動作について、ヒト右迷走神経 (以下、単に「迷走神経」と称する。線状組織。) を対象として電極 2 5 0 を留置する場合を例にとり説明する。迷走神経は、心臓付近の神経組織刺激部位として、体表からの経路が周辺組織の観察から判別しやすい、体表からの距離が短く到達しやすい等の利点を持ち、比較的アクセスが容易である。

【 0 0 3 3 】

術者は、処置具 2 の指掛けリング 4 2 に親指を挿通するとともに、指掛け孔 4 3 a に入差し指、中指などを挿通して操作部 4 0 を把持する。図 1 に示すように、指掛け孔 4 3 a を引き戻し位置 P 1 に移動させつつ、ロック部材 4 9 を突部 4 2 a に係止させることで、処置片 1 1 A、1 1 B は閉状態に保持される。

処置具 2 の開口 4 1 d から導入具 3 を操作部本体 4 1 の内部空間 4 1 a、およびシース 3 1 の管路 3 2 に挿入し、操作部本体 4 1 の開口 4 1 d の縁部にフランジ部 6 3 を当接さ

10

20

30

40

50

せる。そうすると、キャップ 6 2 は閉状態となった処置片 1 1 A、1 1 B よりも前方に突出する。

導入具 3 の導入側管路 6 1 a に内視鏡挿入部 2 1 0 を挿通し、フランジ部 6 3 に内視鏡操作部 2 2 0 を当接させる。ロック機構 4 4 により、シース 3 1 および内視鏡挿入部 2 1 0 の外面を押すことで、操作部本体 4 1 に対して導入具 3 および内視鏡 2 0 0 の内視鏡挿入部 2 1 0 を位置決めする。

【0034】

次に、術者は患者 P の体表面に小切開（挿入部位）を形成し、この小切開にシステム 1 における前方に突出したキャップ 6 2 を挿入する。この例では、図 8 に示すように、患者 P の胸郭上口 T i 付近に小切開を形成する。

小切開にシステム 1 の挿入部 3 0 を挿入後、術者は、内視鏡 2 0 0 でキャップ 6 2 の周囲の様子を観察しながら、中心軸線 C 1 方向に力を加え、操作部 4 0 を体内に向かって押し込む。図 8 に示すように、胸郭上口 T i は気管 T c に近い位置にあるため、挿入部 3 0 を挿入すると、程なくして内視鏡 2 0 0 の視野内に、白っぽい管状の気管 T c が見えてくる。この例では、気管 T c を迷走神経 V n へのガイドとして利用することができる。

【0035】

この例におけるシステム 1 のアクセス経路では、挿入部 3 0 の周囲には比較的柔らかい疎性結合組織が多く存在しているため、キャップ 6 2 を先頭にして挿入部 3 0 を押し込むことで、前方に存在する疎性結合組織等の生体組織をキャップ 6 2 の鈍的切開部 6 2 a により鈍的に切開して挿入部 3 0 を前進させることができる。さらに、閉状態となった処置片 1 1 A、1 1 B の外面と、処置片 1 1 A、1 1 B よりも前方に突出し導入具 3 の外面とがなだらかに接続されるため、挿入部 3 0 を前進させるときに、導入具 3 および処置部 1 0 が生体組織から受ける抵抗が小さくなる。

したがって、挿入部 3 0 を前進させるにあたり、挿入部 3 0 に金属パイプのような剛性の高いものを用いる必要はなく、挿入部 3 0 を前進させるために押し込む際にも大きな力量は必要ない。また、挿入部 3 0 を気管 T c に沿って進めると、気管 T c と気管周辺の生体組織との界面が裂けやすいため、さらに容易に鈍的切開を進めることができる。気管 T c は周囲を軟骨に覆われているため、キャップ 6 2 の先端が鋭くない限り、挿入部 3 0 の前進によって気管 T c を傷つける恐れはない。

生体組織の多くを占める疎性結合組織には血管は少なく、また鋭利でないキャップ 6 2 が血管を切断することもほとんどないため、挿入部 3 0 を前進させている間の出血はそれほど多くない。

【0036】

挿入部 3 0 に挿通された内視鏡挿入部 2 1 0 を、その軸線回りに回転させたり進退させたりすることにより、キャップ 6 2 の周囲全体を好適に観察できる。したがって、キャップ 6 2 周辺の生体組織を確認しながら、迷走神経 V n が存在する心臓近傍まで容易に挿入部 3 0 の先端部を進めることができる。

【0037】

迷走神経 V n を確認したら、術者は、電極 2 5 0 が留置可能となるように、図 9 に示すように、キャップ 6 2 の鈍的切開部 6 2 a を周辺組織 S t に押し付けるなどして、周辺組織 S t の一部を除去して、迷走神経 V n の一部を露出させる。

処置具 2 の位置を保持しつつ、ロック機構 4 4 による固定を解除する。シース 3 1 の管路 3 2 から導入具 3、および内視鏡挿入部 2 1 0 を引き抜き、操作部本体 4 1 の開口 4 1 d に再び内視鏡挿入部 2 1 0 を挿通し、図 10 に示すように内視鏡挿入部 2 1 0 の先端面が処置片 1 1 A、1 1 B の間に配置されるように調節する。ロック機構 4 4 により、操作部本体 4 1 に対して内視鏡挿入部 2 1 0 を位置決めする。

【0038】

ロック部材 4 9 の他端 4 9 b を押し込み、ロック部材 4 9 と突部 4 2 a との係止を解除する。すると、バネ部材 4 5 の弾性力により指掛け孔 4 3 a は押し込み位置 P 2 に移動し、処置片 1 1 A、1 1 B は開状態となる。

10

20

30

40

50

内視鏡 200 でキャップ 62 の周囲の様子を観察し、必要に応じて、操作部本体 41 から露出した鉗部 36 を操作して挿入部 30 を中心軸線 C1 回りに回転させ、処置片 11A、11B の向きを調節する。

挿入部 30 を移動させ、処置具 2 の先端側空間 T に迷走神経 Vn の一部を配置した状態で、迷走神経 Vn が処置片 11A、11B の凹部 15A、15B に挟まれるようにしつつ、指掛け孔 43a を引き戻し位置 P1 に移動させて処置片 11A、11B を閉状態にする。ロック部材 49 により引き戻し位置 P1 に移動した指掛け孔 43a の位置を保持する。このとき、迷走神経 Vn は、図 11 および図 12 に示すように、凹部 15A、15B により形成される貫通孔 21 に挿通され、周辺組織 St から剥離される。

挿入部 30 を迷走神経 Vn に沿って移動させて、迷走神経 Vn の外周面を貫通孔 21 の縁部で擦ることで、迷走神経 Vn から周辺組織 St を剥離させる範囲を調節する。

【0039】

迷走神経 Vn の剥離処理が終わったら、電極 250 の電極部 252 を剥離した迷走神経 Vn の近傍に導入する。電極部 252 は、シース 31 の管路 32 を通して導入してよいし、シース 31 の外部から導入してもよい。

スタイレット 260 を回転させて支持部 253 の位置を調整しながら、支持部 253 の自由端を、迷走神経 Vn の剥離された部位に掛けるようにして、迷走神経 Vn と周辺組織 St との間に挿入する。すると、図 13 および図 14 に示すように、支持部 253 と電極部 252 との間に迷走神経 Vn が支持され、電極部 252 と迷走神経 Vn とが密着するように電極 250 が迷走神経 Vn に留置される。

【0040】

電極 250 の留置後、術者は電極 250 からスタイレット 260 を抜き、処置具 2 の挿入部 30 および内視鏡 200 の内視鏡挿入部 210 を後退させて体外に抜去する。挿入部 30 が進入したアクセス経路には、もともと周辺組織や生体組織が隙間なく配置されていたため、挿入部 30 の抜去に伴い、挿入部 30 の通った経路は、周辺組織および生体組織により隙間なく埋められる。したがって、挿入部 30 の抜去後は、留置された電極 250 の周囲にもほぼ隙間なく周辺組織および生体組織が配置され、電極 250 は、周辺組織および生体組織により留置位置に位置決めされる。このため、電極 250 の留置後に、固定のための縫合等を行う必要はない。また、胸郭上口付近は、患者の体動による動きも少ないため、電極位置が安定しやすい。

挿入部 30 の抜去により、電極 250 留置のための一連の作業は終了する。

【0041】

電極 250 の留置後は、電極 250 のコネクタ 255 を神経刺激装置に接続し、電気刺激による治療を開始する。例えば、数十マイクロ秒 (μsec) ~ 数ミリ秒 (msec) の幅を有する矩形パルス電圧を周波数数十ヘルツ (Hz) で印加する。矩形パルス電圧の電圧値は数ボルト ~ 数十ボルトの範囲で適宜設定される。治療内容に応じて、連続的な刺激と間欠的な刺激とを選択することが可能であり、電気刺激を行う期間は治療に応じて適宜決定される。

【0042】

治療終了後は、コネクタ 255 を神経刺激装置から外し、リード部 251 の端部を引くことで、支持部 253 が迷走神経 Vn からはずれる。さらに引くと、周辺組織および生体組織内を通過して電極 250 を体外に抜去することができる。すなわち、電極 250 を除去するために比較的侵襲の大きい外科的処置は必要ないため、電極除去時における患者負担が大幅に軽減される。

【0043】

本実施形態の処置具 2 およびシステム 1 によれば、処置片 11A、11B を開状態にした状態で、処置具 2 の先端側空間 T に迷走神経 Vn の一部が配置されるように処置具 2 を移動する。迷走神経 Vn が処置片 11A、11B の凹部 15A、15B に挟まれるようにしながら、処置片 11A、11B を閉状態にする。そして、挿入部 30 を迷走神経 Vn に沿って移動させる。

10

20

30

40

50

凹部 15 A、15 B により形成される貫通孔 21 に迷走神経 Vn が挿通されるので、迷走神経 Vn が傷付くのが防止される。迷走神経 Vn の一部は先端側空間 T に配置されるため、迷走神経 Vn と挿入部 30 とがほぼ平行となり、挿入部 30 を中心軸線 C1 に沿って移動させることで、貫通孔 21 の縁部により、迷走神経 Vn を周辺組織 St から容易に剥離することができる。

【0044】

操作部本体 41 に形成された溝部 41c にシース 31 の鉸部 36 が係合することで、シース 31 が中心軸線 C1 回りに回動可能に支持されている。このため、鉸部 36 を操作することで、シース 31 の先端側に設けられた処置片 11 A、11 B の向きを調節し、処置片 11 A、11 B で迷走神経 Vn を挟みやすくすることができる。

10

リング 42 の突部 42a に係止されるロック部材 49 を備えることで、閉状態となり互いに当接した処置片 11 A、11 B の相対的な位置を保持し、術者が他の操作に集中しやすくすることができる。

【0045】

本実施形態のシステム 1 では、シース 31 の管路 32 に導入具 3 を挿通させて導入具 3 のキャップ 62 を閉状態となった処置片 11 A、11 B よりも前方に突出させる。このため、疎性結合組織などの生体組織を鈍的に切開しているときのシステム 1 の外径（挿入部 30 の外径。）を小さく抑え、患者 P に与える負担を小さくすることができる。

導入具 3 は、導入側管路 61a を有する筒状の導入側本体 61 と、透明性を有するキャップ 62 とで構成されている。したがって、導入側管路 61a に内視鏡 200 の内視鏡挿入部 210 を挿通することで、内視鏡 200 でキャップ 62 を通してキャップ 62 の周囲の様子を観察することができる。

20

閉状態となった処置片 11 A、11 B の外面と、処置片 11 A、11 B よりも前方に突出し導入具 3 の外面とがなだらかに接続されるため、挿入部 30 を前進させるときに、導入具 3 および処置部 10 が生体組織から受ける抵抗が小さくなる。これにより、患者 P の体内で、挿入部 30 を容易に前進させることができる。

【0046】

以上、本発明の一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構成の変更なども含まれる。

30

たとえば、前記実施形態では、図 15 に示す処置具 2a のように、シース 31 の外面に、中心軸線 C1 に沿って延びるように凹んだ没入部 31a が形成されていてもよい。

シース 31 をこのように構成することで、気管 Tc の外面に没入部 31a を沿わせることにより、シース 31 を気管 Tc に沿って導入しやすくすることができる。

【0047】

図 16 に示す処置具 2b のように、シース 31 の外面に取り付けられた案内部材 71 を備えてもよい。

案内部材 71 の外面には、基準線 C2 に沿って延びるように凹んだ第二の没入部 71a、および取り付け溝 71b が形成されている。取り付け溝 71b は、案内部材 71 の第二の没入部 71a とは反対側に形成されている。シース 31 の外面に案内部材 71 の取り付け溝 71b を係合させたときに、案内部材 71 は、基準線 C2 が中心軸線 C1 に略平行となり、かつ、第二の没入部 71a が外部に露出するようにシース 31 に取り付けられる。

40

このように構成された処置具 2b によっても、気管 Tc の外面に第二の没入部 71a を沿わせることで、シース 31 を気管 Tc に沿って導入しやすくすることができる。

【0048】

また、前記実施形態では、処置片 11 A、11 B は、シース 31 より前方に配置され、閉状態となったときに正面視で略 C 字状に形成されていた。

しかし、一对の処置片の形状はこの限りではなく、例えば、図 17 および図 18 に示すように、シース 31 の基端を略半周切り欠くように形成し、この切り欠いた部分と全体として同形状となるように第一の処置片（処置片）76 および第二の処置片（処置片）77

50

を構成してもよい。

【0049】

処置片76、77は、前述の欠いた部分を周方向に2等分した、閉状態となったときに正面視で円弧状に形成されている。

第一の処置片76には、閉状態となったときの処置片76、77の当接面から凹むとともに、第一の処置片76の厚さ方向に貫通する凹部76aが形成されている。同様に、第二の処置片77には、前述の当接面から凹むとともに、第二の処置片77の厚さ方向に貫通する凹部77aが形成されている。

処置片76、77が閉状態となったときに、凹部76a、77aで貫通孔78が形成される。

10

【0050】

処置片76、77は、前述の先端側空間Tを避けるように構成されている。処置片76、77が閉状態となったときに形成される貫通孔78は、先端側空間Tに連通する。

第二の処置片77は、第二の処置片77の基端に設けられた回動機構79により、シース31の先端部に回動可能に接続されている。第二の処置片77の基端における回動機構79とは位置をずらした部分に接続された操作ワイヤ35を進退させることで、第二の処置片77を回動機構79回りに回動することができる。

同様に、第一の処置片76においても、基端に操作ワイヤ34が接続され、かつ、不図示の回動機構が設けられることで、回動することができる。

【0051】

20

このように構成された処置片76、77を用いるときには、先端側空間Tに迷走神経Vnの一部を配置した状態で、処置片76、77を閉状態にしたときに形成される貫通孔78に迷走神経Vnを挿通する。そして、処置片76、77を迷走神経Vnに沿って移動させることで迷走神経Vnから周辺組織Stを剥離させる。

以上のように構成された処置片76、77によっても、本実施形態の処置片11A、11Bと同様の効果を奏することができる。

【0052】

なお、本実施形態では、処置具2を、鈍的な切開を行う公知の切開用処置具（先端の曲率半径が0.2mm程度に設定された処置具）、および、内視鏡200とともに用いてもよい。この場合、本実施形態の導入具3に代えて、この切開用処置具で生体組織などを鈍的に切開することになる。

30

【0053】

本実施形態では、操作部本体41に対してシース31を中心軸線C1回りに回動させる必要がない場合などには、操作部本体41の溝部41cおよびシース31の鍔部36を備えずに、操作部本体41にシース31基端を固定してもよい。

また、本実施形態では、ロック部材49を備えることで処置片11A、11Bの閉状態を保持した。しかし、例えば、公知のラチェット機構などを用いることで、処置片11A、11Bを開状態で保持したり、処置片11A、11Bを、閉状態と開状態との間の任意の開き角度で保持したりするように構成してもよい。

【0054】

40

本実施形態では、線状部材として操作ワイヤ34、35を用いた。しかし、線状部材はこれに限ることなく、操作ワイヤ34、35より長手方向の圧縮力に対して変形しにくいロッドを用いたり、複数のロッドを回動軸を介して接続したリンク機構を用いたりしてもよい。

また、操作部本体41に形成される被係合部を溝部41cとしたが、被係合部は鍔部36に係合するものであれば、スリットや凸部などでもよい。

本実施形態では、処置片11A、11Bの両方に凹部が形成されていた。しかし、例えば、第一の処置片11Aに凹部15Aが形成されるが、第二の処置片11Bに凹部15Bが形成されず、凹部15Aおよび第二の処置片11Bの縁部で貫通孔を構成してもよい。

【0055】

50

さらに、本発明は、以下の技術思想を含むものである。

(付記項 1)

シースと、前記シースの先端側に互いに当接および離間可能に設けられるとともに、互いに当接したときに、前記シースの軸線上であって前記シースの先端側および前方に規定される先端側空間を避けるように構成された一对の処置片とを備える医療用処置具を用いて線状組織を剥離する線状組織の剥離方法であって、

体表面を切開して前記医療用処置具の挿入部位を形成し、

内視鏡の内視鏡挿入部で前記医療用処置具の周囲を観察しつつ周囲の周辺組織を鈍的に切開して、前記医療用処置具を前進させるとともに、前記線状組織を前記周辺組織から露出させ、

一对の前記処置片が互いに当接する当接面から凹んだ凹部、および、一对の前記処置片により形成される貫通孔に前記線状組織を挿通させ、かつ、前記先端側空間に前記線状組織の一部を配置し、

前記医療用処置具を前記線状組織に沿って移動させる。

【0056】

(付記項 2)

付記項 1 に記載の線状組織の剥離方法であって、

前記挿入部位を胸郭上口に形成し、

前記シースの外面に形成された没入部を気管に沿わせる。

【符号の説明】

【0057】

1 システム (神経刺激電極留置システム)

2、2 a、2 b 処置具 (医療用処置具)

3 導入具

11 A、76 第一の処置片 (処置片)

11 B、77 第二の処置片 (処置片)

15 A、15 B、76 a、77 a 凹部

21、78 貫通孔

31 シース

34、35 操作ワイヤ (線状部材)

36 鉗部

40 操作部

41 操作部本体

41 c 溝部 (被係合部)

49 ロック部材 (規制部)

61 導入側本体

61 a 導入側管路

62 キャップ (切開部材)

62 a 鈍的切開部

71 案内部材

71 a 第二の没入部

C1 中心軸線 (軸線)

C2 基準線

T 先端側空間

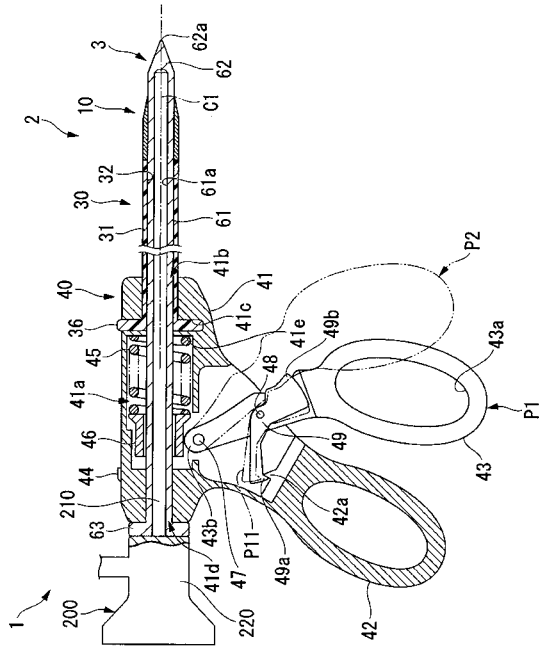
10

20

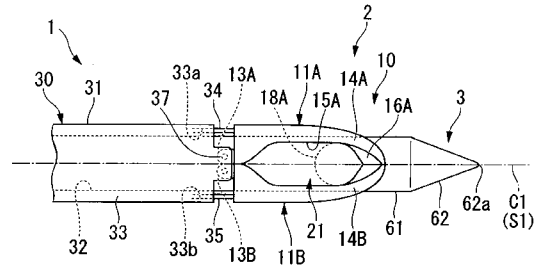
30

40

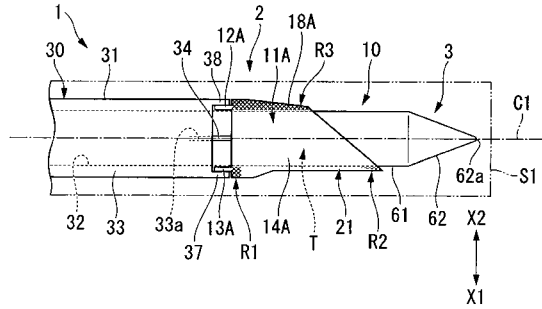
【図 1】



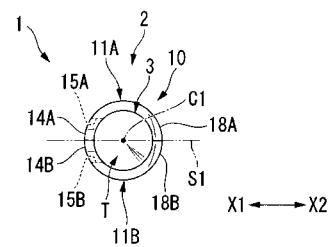
【図 2】



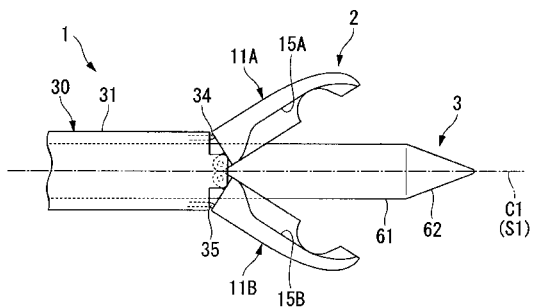
【図 3】



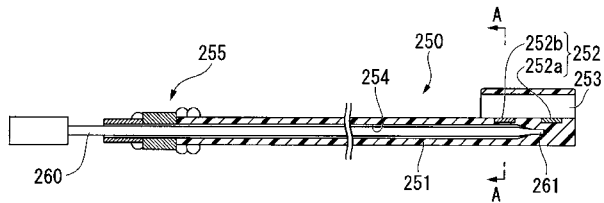
【図 4】



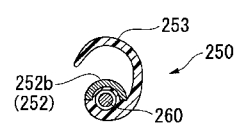
【図 5】



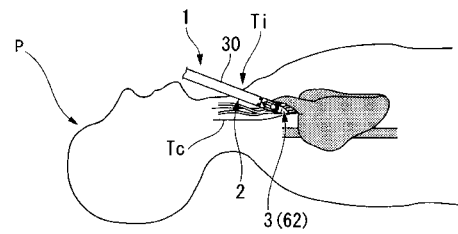
【図 6】



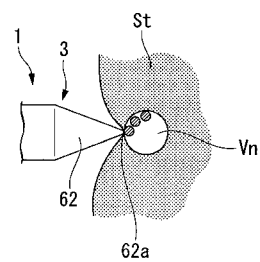
【図 7】



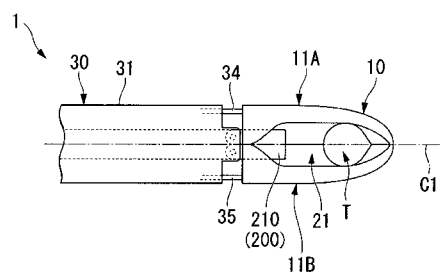
【図 8】



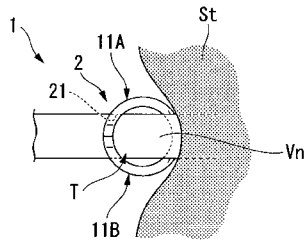
【図 9】



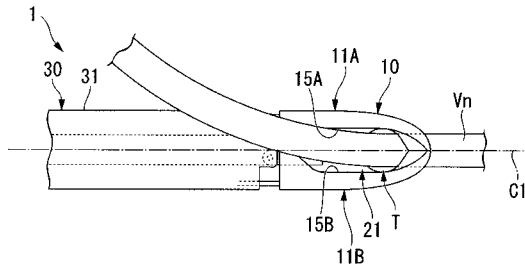
【図 10】



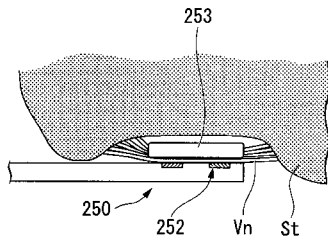
【図 1 1】



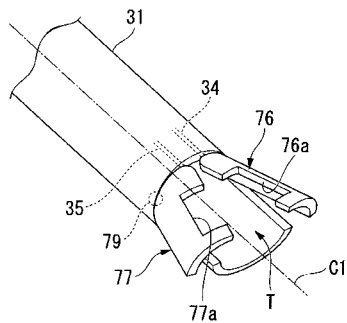
【図 1 2】



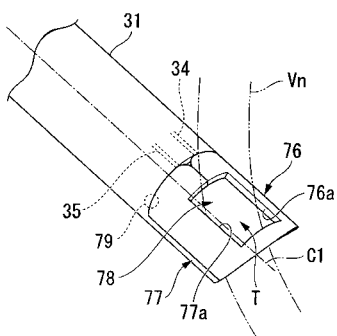
【図 1 3】



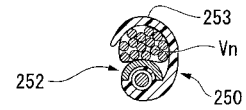
【図 1 7】



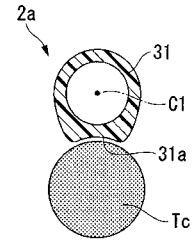
【図 1 8】



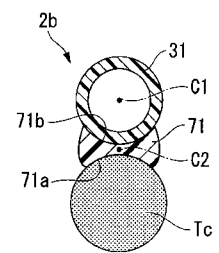
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 1 6】



フロントページの続き

(74)代理人 100161702

弁理士 橋本 宏之

(72)発明者 大高 直輝

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 井上 雅人

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 4C053 KK02 KK10

4C160 FF23 FF48 GG24 MM32 MM33 NN03 NN13

专利名称(译)	医疗工具和神经刺激电极留置系统		
公开(公告)号	JP2013106771A	公开(公告)日	2013-06-06
申请号	JP2011253787	申请日	2011-11-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	大高直輝 井上雅人		
发明人	大高 直輝 井上 雅人		
IPC分类号	A61B17/00 A61N1/372 A61B17/34 A61B17/28		
FI分类号	A61B17/00.320 A61N1/372 A61B17/34 A61B17/28 A61B17/00		
F-TERM分类号	4C053/KK02 4C053/KK10 4C160/FF23 4C160/FF48 4C160/GG24 4C160/MM32 4C160/MM33 4C160/NN03 4C160/NN13		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够容易地从周围组织剥离线状组织并且能够留置神经刺激电极的医疗装置。解决方案：医疗装置2包括护套31，设置在前导上的一对处理片11A护套的端侧，以便能够彼此接触并且能够彼此分离并且构造避免在前端侧和护套前面规定的前端侧空间T在相互接触时间的护套的轴线C1，以及在前后插入护套的线性构件34，以使一对处理片处于相互接触状态和相互分离的状态。从一对处理片的相互接触表面形成的凹陷部分形成在一对处理片中的至少一个处理片上，并且当一对处理片彼此接触时，形成通孔21通过一对处理件和凹陷部分与前端侧空间连通。

