

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4137931号
(P4137931)

(45) 発行日 平成20年8月20日(2008.8.20)

(24) 登録日 平成20年6月13日(2008.6.13)

(51) Int.CI.

F 1

A 6 1 B 18/12 (2006.01)
A 6 1 B 17/28 (2006.01)A 6 1 B 17/39 31 O
A 6 1 B 17/28 31 O

請求項の数 7 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2005-313659 (P2005-313659)
 (22) 出願日 平成17年10月28日 (2005.10.28)
 (65) 公開番号 特開2007-117405 (P2007-117405A)
 (43) 公開日 平成19年5月17日 (2007.5.17)
 審査請求日 平成17年10月28日 (2005.10.28)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43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 100101465
 弁理士 青山 正和
 (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

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】

可撓性を有するシースと、
 該シース内に進退自在に配される進退手段と、

該進退手段の進退動作に伴って前記シース先端に対して突没する際、先端側が拡開した状態で基端側が前記進退手段の先端に接続され、前記シース内に没入する際に弹性変形して閉じる一対の腕部を有する弹性把持部とを備えて被処置物を把持する内視鏡用処置具において、

前記弹性把持部に係る前記一対の腕部の各々が、

前記進退手段との接続部と、

該接続部よりも先端側に配され、前記進退手段の進退方向に対して一定の角度で屈曲した屈曲部と、

前記接続部と前記屈曲部との間に配された並行部と、

該屈曲部から前記角度を維持して先端側に向って直線状に延びる直線部と、

該直線部の先端に配されて前記被処置物と掛着する先端把持部とを有し、

前記進退手段が前記シースに対して後退したときには、前記直線部が前記シースの先端と接触し、前記進退手段の進退方向に対して平行となる方向へ旋回可能な角度に前記屈曲部が形成されており、

前記一対の腕部のうち、一方の腕部の前記直線部が、該直線部を含む第一平面内で旋回し、他方の腕部の前記直線部が、前記第一平面と平行な第二平面内で旋回することを特

徵とする内視鏡用処置具。

【請求項 2】

可撓性を有するシースと、

該シース内に進退自在に配される進退手段と、

該進退手段の進退動作に伴って前記シース先端に対して突没する際、先端側が拡開した状態で基端側が前記進退手段の先端に接続され、前記シース内に没入する際に弹性変形して閉じる一対の腕部を有する弹性把持部とを備えて被処置物を把持する内視鏡用処置具において、

前記弹性把持部に係る前記一対の腕部の各々が、

前記進退手段との接続部と、

該接続部よりも先端側に配され、前記進退手段の進退方向に対して一定の角度で屈曲した屈曲部と、

前記接続部と前記屈曲部との間に配された並行部と、

該屈曲部から前記角度を維持して先端側に向って直線状に延びる直線部と、

該直線部の先端に配されて前記被処置物と掛着する先端把持部とを有し、

前記進退手段が前記シースに対して後退したときに、前記直線部が前記シースの先端と接触し、前記進退手段の進退方向に対して平行となる方向へ旋回可能な角度に前記屈曲部が形成されており、

前記一対の腕部の前記各並行部が、少なくとも一方の前記腕部が旋回する平面に対して直交する平面に互いに平行に配されていることを特徴とする内視鏡用処置具。

10

【請求項 3】

可撓性を有するシースと、

該シース内に進退自在に配される進退手段と、

該進退手段の進退動作に伴って前記シース先端に対して突没する際、先端側が拡開した状態で基端側が前記進退手段の先端に接続され、前記シース内に没入する際に弹性変形して閉じる一対の腕部を有する弹性把持部とを備えて被処置物を把持する内視鏡用処置具において、

前記弹性把持部に係る前記一対の腕部の各々が、

前記進退手段との接続部と、

該接続部よりも先端側に配され、前記進退手段の進退方向に対して一定の角度で屈曲した屈曲部と、

30

前記接続部と前記屈曲部との間に配された並行部と、

該屈曲部から前記角度を維持して先端側に向って直線状に延びる直線部と、

該直線部の先端に配されて前記被処置物と掛着する先端把持部とを有し、

前記進退手段が前記シースに対して後退したときに、前記直線部が前記シースの先端と接触し、前記進退手段の進退方向に対して平行となる方向へ旋回可能な角度に前記屈曲部が形成されており、

前記一対の腕部の前記各接続部が、少なくとも一方の前記腕部が旋回する平面に対して平行な平面に互いに平行に配されていることを特徴とする内視鏡用処置具。

【請求項 4】

前記シースの先端近傍の内径が、基端側の内径よりも大きいことを特徴とする請求項1から3の何れか一つに記載の内視鏡用処置具。

40

【請求項 5】

前記先端把持部が、前記直線部の先端よりも前記接続部側に配されるように、前記シースの内径方向に向って前記直線部に対して鋭角に屈曲して形成されていることを特徴とする請求項1から4の何れか一つに記載の内視鏡用処置具。

【請求項 6】

前記進退手段が、前記一対の腕部に処置エネルギーを供給する処置エネルギー発生源に接続されていることを特徴とする請求項1から5の何れか一つに記載の内視鏡用処置具。

50

【請求項 7】

少なくとも前記先端把持部を含む前記一对の腕部におけるそれぞれの先端側の外周長さが1.1mm以下であることを特徴とする請求項1から6の何れか一つに記載の内視鏡用処置具。

処置具。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、経内視鏡的に体腔内に挿入して所定の処置を行う内視鏡用処置具に関する。 10

【背景技術】**【0002】**

内視鏡用処置具として、内視鏡のチャンネルを介して体腔内に挿入し、被処置物である生体組織の患部を把持するものがある。このような処置具として、把持された患部に高周波電流を通電して患部の切除又は凝固を行う高周波処置具が提案されている。

例えば、特許文献1,2に示すような高周波処置具は、可撓性を有するシースと、シースに対して進退自在な進退手段と、進退手段と接続され、進退手段をシースに対して突没させることによって開閉して患部を把持する一对の腕部とを有し、一对の腕部の先端側には、患部を把持する際に最初に患部に係合する先端把持部が配されている。

【0003】

この高周波切開具が有するような先端把持部によれば、スネア等で把持できない大きさの患部であっても、患部を一对の腕部によって把持した後、高周波電流を通電することによって、把持した部分を焼灼することができる。 20

【0004】

しかしながら、上記従来の内視鏡用処置具の場合、先端把持部が患部に掛着した状態で、一对の腕部をシース内に没入して患部を把持しようとしても、患部が腕部内で滑って患部との係合が外れてしまい、所望の把持力にて患部をしっかりと把持することができない場合がある。

【特許文献1】実開平5-11913号公報**【特許文献2】特開平5-42167号公報****【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

本発明は上記事情に鑑みて成されたものであり、シースに対する進退手段の突没操作によって、一对の腕部にて確実に患部を把持して焼灼することができる内視鏡用処置具を提供することを目的とする。 30

【課題を解決するための手段】**【0006】**

本発明は、上記課題を解決するため、以下の手段を採用する。

本発明に係る内視鏡用処置具は、可撓性を有するシースと、該シース内に進退自在に配される進退手段と、該進退手段の進退動作に伴って前記シース先端に対して突没する際、先端側が拡開した状態で基端側が前記進退手段の先端に接続され、前記シース内に没入する際に弾性変形して閉じる一对の腕部を有する弹性把持部とを備えて被処置物を把持する内視鏡用処置具であって、前記弹性把持部に係る前記一对の腕部の各々が、前記進退手段との接続部と、該接続部よりも先端側に配され、前記進退手段の進退方向に対して一定の角度で屈曲した屈曲部と、前記接続部と前記屈曲部との間に配された並行部と、該屈曲部から前記角度を維持して先端側に向って直線状に延びる直線部と、該直線部の先端に配されて前記被処置物と掛着する先端把持部とを有し、前記進退手段が前記シースに対して後退したときに、前記直線部が前記シースの先端と接触し、前記進退手段の進退方向に対して平行となる方向へ旋回可能な角度に前記屈曲部が形成されており、前記一对の腕部のうち、一方の腕部の前記直線部が、該直線部を含む第一平面内で旋回し、他方の腕部の前記 40

直線部が、前記第一平面と平行な第二平面内で旋回することを特徴とする。

【0007】

この内視鏡用処置具は、一対の腕部をシース内に没入する際、屈曲部を備えているので、先端把持部の被処置物への食い込み角度を大きくすることができ、従来よりも被処置部との滑りを抑えて確実に把持することができる。

そして、並行部の長さを調整することによって、弹性把持部の拡開角度を好適に維持しながらシース先端からの十分な突出長さを確保することができる。また、並行部が長いほど一対の腕部を撓み易くすることができる。従って、周囲の生体組織から突出する患部に対して、一対の腕部が拡開時に形成する拡開面が傾斜する方向から弹性把持部をアプローチする際、内視鏡操作によって一対の腕部におけるそれぞれの直線部の先端を生体組織に当接した状態で押し付け、一対の腕部を湾曲させて拡開面の角度を調整することができる。10

さらに、弹性把持部の各腕部を閉じた際に、先端把持部同士が当たるのを抑えることができ、閉じたときの外径をより小さくすることができる。特に、腕部を屈曲して先端把持部を形成する場合又は先端把持部を直線部よりも太くした場合には特に顕著な効果を得ることができる。

【0011】

また、本発明の内視鏡用処置具は、前記一対の腕部の前記各並行部が、少なくとも一方の前記腕部が旋回する平面に対して直交する平面に互いに平行に配されてもよいし、前記一対の腕部の前記各接続部が、少なくとも一方の前記腕部が旋回する平面に対して平行な平面に互いに平行に配されてもよい。このようにしても、弹性把持部の各腕部を閉じた際に、先端把持部同士が当たるのを抑えることができ、閉じたときの外径をより小さくすることができる。20

【0013】

前記シースの先端近傍の内径は、基端側の内径よりも大きくてよい。この場合、一対の腕部をシース内に収納するために閉じた際、先端把持部の長さが長くても、先端把持部をシース内に収納することができ、より大きな被処置物を把持するのに必要な先端把持部の長さを確保することができる。また、シースの先端側のみが大径とされているので、シースをチャンネル内に挿通させる際の抵抗の増加を最小限に抑えることができる。

【0014】

前記先端把持部は、前記直線部の先端よりも前記接続部側に配されるように、前記シースの内径方向に向って前記直線部に対して鋭角に屈曲して形成されてもよい。この場合、先端把持部が長くてもシース先端で引っ掛ることなくシース内に一対の腕部を収納することができる。従って、先端把持部を十分な長さにすることができます。30

【0016】

前記進退手段は、前記一対の腕部に処置エネルギーを供給する処置エネルギー発生源に接続されてもよい。この場合、一対の腕部をシース内に没入して被処置物を把持するだけでなく、エネルギーを供給して焼灼等を行うことができる。

【0017】

本発明の内視鏡用処置具は、少なくとも前記先端把持部を含む前記一対の腕部におけるそれぞれの先端側の外周長さが1.1mm以下に設定されてもよい。この場合、一対の腕部の先端側における高周波電流の電流密度を高めることができ、より大きなジュール熱を発生させることができる。40

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、シースに対する進退手段の突没操作によって、患部にて滑ることなく一対の腕部にて確実に患部を把持することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

本発明に係る第1の実施形態について、図1から図5を参照して説明する。

本実施形態に係る内視鏡用処置具は、体腔内の生体組織の表面から突出する、例えば、ポリープ等の患部（被処置物）を把持して焼灼する高周波切開具1であって、図1から図3に示すように、可撓性を有するシース2と、シース2内に進退自在に配される操作ワイヤ（進退手段）3と、操作ワイヤ3の進退動作に伴ってシース2の先端に対して突没する際、先端側が拡開した状態で基端側が操作ワイヤ3の先端に接続され、シース2内に没入する際に弾性変形して閉じる一対の腕部5，6を有する弾性把持部7と、シース2の基端側に接続され、シース2に対して操作ワイヤ3を進退操作する操作部8とを備えている。

【0020】

シース2は、チューブで形成されており、不図示の内視鏡のチャンネル内に挿通可能となっている。

操作ワイヤ3は、導電性を有し、所定の低いねじり剛性となるように形成された単線ワイヤとなっている。なお、細線が撚られた撚線ワイヤであっても低いねじり剛性のものであれば構わない。

【0021】

弾性把持部7に係る一対の腕部5，6の各々は、操作ワイヤ3との接続部10と、接続部10よりも先端側に配され、操作ワイヤ3の進退方向、即ちシース2の軸線C方向に対して一定の角度 θ で屈曲した屈曲部11と、接続部10と屈曲部11との間に配されて一対の腕部5，6間の間隔が一定とされた並行部12と、屈曲部11から角度 θ を維持して先端側に向って直線状に延びる直線部13と、直線部13の先端に配されて患部と掛着する先端把持部15とを備えている。即ち、一対の腕部5，6におけるそれぞれの屈曲部11、並行部12は互いに独立して設けられ、接続部10にて互いに結合されている。

【0022】

一対の腕部5，6は、導電性の弾性線状部材で構成されており、接続部10、並行部12、直線部13、及び先端把持部15からなる。腕部5，6の線径（図2中のdで示す。）は0.26mm～0.35mmとなっている。なお、断面は円形に限らず、少なくとも先端把持部15を含む一対の腕部5，6の先端側の外周長さ（図2中のLで示す。）が1.1mm以下であれば、断面形状が橢円形でも矩形でも他の多角形でもよい。

【0023】

接続部10と操作ワイヤ3の先端とは、短管10Aの両端側からそれぞれ内部に挿入されて突き合わされ、かつ、その周囲を接着剤10Bに覆われることにより、互いに固定接続されている。なお、接着剤10Aの代わりに半田やロー材でもよく、単にカシメによる固定であっても構わない。

並行部12の長さは、接続部10から30mmとなっている。なお、この長さは、25mm～40mmの範囲であればよい。

【0024】

一対の腕部5，6の各直線部13と各屈曲部11とがなす面をそれぞれ第一拡開面（第一平面）S1、第二拡開面（第二平面）S2とするとき、第一拡開面S1と第二拡開面S2とは平行となる。このとき、腕部5の直線部13は、第一拡開面S1内で旋回し、腕部6の直線部13は、第二拡開面S2内で旋回する。また、一対の腕部5，6の各並行部12は、第一拡開面S1及び第二拡開面S2に対して直交する平面に互いに平行に配されている。

【0025】

屈曲部11は、操作ワイヤ3がシース2に対して後退したときに、直線部13がシース2の先端面2aと接触し、操作ワイヤ3の進退方向に対して平行となる方向へ旋回可能な角度に形成されている。

即ち、一対の腕部5，6の直線部13が、軸線Cに対してそれぞれ角度 θ で離間する方向に屈曲するように形成されている。このときの角度 θ は40度となっている。なお、この角度は、35度～45度の範囲であればよい。

【0026】

直線部13は、屈曲部11から20mmの長さに延びて形成されている。この長さは、

10

20

30

40

50

15 mm ~ 25 mm の範囲であればよい。

直線部 13 の先端に配された先端把持部 15 は、直線部 13 の先端から 2.0 mm の長さを有しており、直線部 13 の先端よりも接続部 10 側に配されるように、シース 2 の内径方向に向って直線部に対して角度 θ が 25 度で屈曲して形成されている。なお、先端把持部 15 の長さは、1.5 mm ~ 2.5 mm の範囲であればよく、直線部 13 に対する角度 θ は、20 度 ~ 40 度の範囲であればよい。

【0027】

操作部 8 は、操作ワイヤ 3 の軸線 C 方向に延びる操作部本体 8A と、操作部本体 8A に対して進退自在とされ、操作ワイヤ 3 の基端と接続されたスライド部 8B とを備えている。
10

操作部本体 8A とスライド部 8B の双方には、指を掛けることができる指掛け部 8a が配されている。スライド部 8B には、後述する高周波電源 19 と導通されるケーブルが接続される接続端子 8b が配されている。

【0028】

図 4 に示すように、体腔内に挿入された内視鏡 16 の挿入部 16A に高周波切開具 1 を挿入して、生体組織 17 の患部 17A に当接させた際、高周波切開具 1 と対向するように体表面に対極板 18 が設置され、一対の腕部 5, 6 に処置エネルギーを供給する高周波電源（処置エネルギー発生源）19、高周波切開具 1、患部 17A、対極板 18 が、高周波電流の経路について閉ループを形成するようにそれぞれ配置されている。
20

【0029】

次に、本実施形態に係る高周波切開具 1 の使用方法及び作用・効果について説明する。
使用に際しては、まず、内視鏡 16 を体腔内に挿入し、内視鏡 16 の不図示のチャンネルに高周波切開具 1 を挿入する工程と、一対の腕部 5, 6 が完全に拡開するまでシース 2 の先端から弾性把持部 7 を突出させる工程と、直線部 13 の先端を患部 17A の周囲の生体組織 17 の表面に押し付けて、シース 2 に対する各拡開面 S1, S2 の回転角度を調整する工程と、一対の腕部 5, 6 を閉じて患部 17A を把持する工程と、一対の腕部 5, 6 に高周波電流を通電する工程とを備えている。
20

【0030】

以下、各工程について説明する。
まず、挿入工程にて、シース 2 の先端を内視鏡 16 の挿入部 16A 先端から患部 17A 近傍に突出させる。その際、操作部 8 のスライド部 8B を操作部本体 8A に対して基端側となる手元側に引込んで、弾性把持部 7 をシース 2 内に完全に収納しておく。
30

内視鏡 16 の先端が患部 17A 近傍に到達した後、接続端子 8b に不図示のケーブルを接続し、シース 2 全体をチャンネルに対して移動してシース 2 の先端を患部 17A 近傍に突出させる。

【0031】

次に、弾性把持部 7 を突出する工程に移行する。
まず、一対の腕部 5, 6 が完全に拡開して並行部 12 の一部がシース 2 の先端から突出するまで、スライド部 8B を操作部本体 8A に対して先端側に押出す。
30

【0032】

この際、内視鏡 16 の挿入部 16A のアプローチによっては、図 5 に示すように、患部 17A の生体組織 17 に対する突出方向に対して、一対の腕部 5, 6 の各拡開面 S1, S2 が傾斜している場合がある。このままでは、各拡開面 S1, S2 内に患部 17A を挿入して把持することができない。

この場合、各拡開面 S1, S2 の回転角度を調整する工程に移行する。

【0033】

まず、一対の腕部 5, 6 の何れか一方（図では腕部 6）の直線部 13 の先端を生体組織 17 に押し付け、そこを支点として内視鏡 16 の挿入部 16A のねじりや湾曲操作を行う。このとき、操作ワイヤ 3 のねじり剛性が低いので、並行部 12 がねじれるだけでなく、操作ワイヤ 3 もねじれる。こうして、弾性把持部 7 を所定の向きに回転させて各拡開面 S
40

1, S 2 に患部 17 A を挿入する。

【0034】

例えば、図 6 (a) に示すように、生体組織 17 に対して大きい角度、例えば略垂直方向から挿入部 16 A を挿入する場合には、図 6 (b) に示すように、一対の腕部 5, 6 の双方の直線部 13 の先端を生体組織 17 に押し付けた状態で挿入部 16 A を操作し、並行部 12 を撓ませる。具体的には、直線部 13 が、拡開面 S1, S2 に平行、かつ一対の腕部 5, 6 の進退方向に直交する軸線回りに回動するようにして撓ませることによって、各拡開面 S1, S2 に患部 17 A を挿入してもよい。

【0035】

そして、患部 17 A を挟持する工程に移行する。

10

まず、操作部本体 8 A に対してスライド部 8 B を手元側に引込み、並行部 12 がシース 2 内に没入後、さらに後退してシース 2 の先端面 2a に一対の腕部 5, 6 の直線部 13 が角度 θ を維持した状態で当接して図 7 (a) に示すような状態となる。

【0036】

ここで、特許文献 1, 2 に記載の従来の高周波切開具の場合には、図 7 (c) に示すように、腕部が滑らかに湾曲している。即ち、腕部の任意の位置における接線と軸線 C とがなす角度が、腕部の基端から先端にかけて徐々に大きくなるように連続的に変化し、先端で最大となっている。そのため操作ワイヤ 3 をシース 2 内に引込んで腕部を閉じる際、先端把持部近傍の腕部の接線と軸線 C とがなす角度 θ は、操作ワイヤ 3 をシース 2 内に引込んで徐々にしか小さくならない。即ち、操作ワイヤ 3 を手元側に後退させた当初は、先端把持部がシース 2 の方向に近づくものの、先端把持部の軸線 C への移動量は少ない。従って、図 7 (d) に示すように、先端把持部がシース 2 に接近することによって初めて軸線 C に接近することとなり、一対の腕部が閉じられることになり、操作ワイヤ 3 の引込み量が多大なものとなる。

20

【0037】

しかし、高周波切開具 1 の場合、操作ワイヤ 3 を引込むことにより、図 7 (b) に示すように、直線部 13 がシース先端面 2a に押圧され、屈曲部 11 のシース 2 に対する相対位置が、シース 2 の軸線 C 上から内周面上に移動する。この間、角度 θ が所定の角度まで急激に縮小して直線部 13 が旋回することにより、先端把持部 15 が軸線 C 方向に接近する。さらに操作ワイヤ 3 を後退すると、直線部 13 が屈曲部 11 を旋回中心として軸線 C と平行になる方向にさらに旋回して角度 θ が縮小する。こうして、従来よりも操作ワイヤ 3 の引込み量が少なくても一対の腕部 5, 6 が閉じられる。

30

【0038】

そして、操作ワイヤ 3 をさらに手元側に引込んで、先端把持部 15 及び直線部 13 の先端側とシース 2 の先端面 2aとの間で患部 17 A を挟み込む。この状態で、一対の腕部 5, 6 に高周波電流を通電する工程に移行して、高周波電源 19 から所定の高周波電流を通電させて患部 17 A を焼灼する。

こうして、患部 17 A を切除又は凝固することができる。また、焼灼して切除した部位を先端把持部 15 にて把持して回収し、体外へと排出する。このとき、高周波切開具 1 は把持鉗子として機能する。

40

【0039】

この高周波切開具 1 によれば、操作ワイヤ 3 の引込み量が少なくてても、一対の腕部 5, 6 を閉じることができる。従って、一対の腕部 5, 6 が閉じるまでの間ににおける、先端把持部 15 の引込み方向への移動量、即ち、患部 17 A から逃げる方向への移動量を少なくすることができる。これにより、先端把持部 15 が患部 17 A にて滑ることなく、狙った位置にて一対の腕部 5, 6 により確実に患部 17 A を把持することができる。

【0040】

また、少なくとも先端把持部 15 の外周長さ L が 1.1 mm 以下なので、一対の腕部 5, 6 の先端側における高周波電流の電流密度を高めることができ、より大きなジュール熱を発生させて効率の高い焼灼を行うことができる。

50

【0041】

さらに、高周波切開具1には並行部12が配されているので、シース2内で閉じた（置まれた）一対の腕部5，6の弾性変形は、屈曲部11から並行部12、接続部10まで全体的に分散する。従って、腕部5，6をシース2から突出させても弾性力が瞬時に開放されることはない。その結果、腕部の拡開幅が調整しやすくなり、急激な動作に観察者が驚くことを大幅に削減することができる。

【0042】

また、弾性把持部7をシース2内に没入する際、先端把持部15が直線部13に対して上述のように屈曲されているので、先端把持部15が長くてもシース2の先端面2aに引っ掛ることなくシース2内に一対の腕部5，6を収納することができる。従って、先端把持部15を十分な長さにすることができる。10

【0043】

次に、第2の実施形態について図8及び図9を参照しながら説明する。

なお、上述した第1の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。

第2の実施形態と第1の実施形態との異なる点は、本実施形態に係る高周波切開具20のシース21の先端近傍の内径が、基端側の内径よりも大きい点である。

【0044】

本実施形態に係る高周波切開具20では、例えば、シース21の基端側の内径D1が1.3mm～1.7mmであるのに対し、先端側の内径D2が2.0mm～2.6mmとなっている。ここで内径D2は、内径D1の約1.6倍であればよい。また、一対の腕部22，23における先端把持部25の直線部13からの長さが、第1の実施形態における2.0mmから2.5mmに延長されている。さらに、直線部13に対する折り曲げ角度が25度から35度に広げられている。なお、先端把持部25の長さは、2.0mm～3.0mmであればよく、直線部13に対する角度は、30度～50度の範囲であればよい。20

【0045】

この高周波切開具20によれば、一対の腕部22，23をシース21内に収納するためには閉じた際、上述のように第1の実施形態の場合よりも先端把持部25の長さが長くとも、先端把持部25をシース21内に収納することができる。従って、患部17Aが大きい場合でも把持するための十分な長さを確保することができる。この際、シース21の先端側のみが大径とされているので、シース21を内視鏡のチャンネル内に挿通させる際の抵抗の増加を最小限に抑えることができる。30

【0046】

次に、第3の実施形態について図10を参照しながら説明する。

なお、上述した他の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。

第3の実施形態と第1の実施形態との異なる点は、本実施形態に係る高周波切開具30の弾性把持部31に係る一対の腕部32，33の並行部35が予め湾曲しているという点である。具体的には、第1の実施形態に係る直線部13が、拡開面S1，S2に平行、かつ一対の腕部32，33の進退方向に直交する軸線回りに回動するように、並行部35が湾曲した状態としている。40

【0047】

本実施形態では、並行部35の曲率半径Rが、例えば、30mmとなっている。なお、曲率半径Rは、15mm～50mmの範囲が可能となっている。なお、シース2内に没入する際には、弾性変形してシース2内に収納される。

【0048】

図4に示すような内視鏡16の挿入部16Aを体腔内に挿入し、挿入部16Aの先端側を湾曲させた状態で高周波切開具30のシース2をチャンネルから突出させる際、並行部35が挿入部16Aの湾曲する方向に沿って移動する際、並行部35の湾曲している方向50

が挿入部 16 A の湾曲方向に一致する。従って、この高周波切開具 30 によれば、所望する方向に一対の腕部 32, 33 を配置することができ、操作性を向上することができる。

【0049】

次に、第4の実施形態について図11を参照しながら説明する。

なお、上述した他の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。

第4の実施形態と第3の実施形態との異なる点は、図11に示すように、本実施形態に係る高周波切開具40のシース41の先端側にも湾曲した部分が設けられているとした点である。

【0050】

シース41の曲率半径Rは、第3の実施形態における並行部35の曲率半径Rと略同一の曲率半径となっている。

この高周波切開具40によれば、シース41も湾曲しているので、挿入部16Aの先端側を湾曲させた状態で高周波切開具40のシース41をチャンネルから突出させる際、チャンネルに対する抵抗がより小さい状態で、挿入部16Aの湾曲方向に沿って湾曲した状態で突出させることができる。

【0051】

なお、シース41が可撓性を有しているので、出荷に伴う輸送時等において湾曲形状が変形してしまう可能性がある。そこで、シースの変形を抑えるために、図12に示すように、シース41内に先端から、予め湾曲された芯金状の保持部材42を挿入してもよい。

また、図13に示すように、シース41の曲率半径に合わせて湾曲して、内面にシース41と接触する凸部43aが複数形成された貫通孔43Aが配されたブロック状の保持部材43にシース41を挿入して押圧固定してもよい。

【0052】

次に、第5の実施形態について図14を参照しながら説明する。

なお、上述した他の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。

第5の実施形態と第1の実施形態との異なる点は、本実施形態に係る高周波切開具50が、並行部12の間隔を維持する固定部51を備えているとした点である。

【0053】

固定部51は、屈曲部11近傍の並行部12に配されている。

この高周波切開具50によれば、一対の腕部5, 6がシース2に対してねじれたり湾曲したりしても、接続部10と固定部51との間で並行部12の互いの間隔を維持することができ、並行部12の耐性を向上することができる。

【0054】

次に、第6の実施形態について図15及び図16を参照しながら説明する。

なお、上述した他の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。

第6の実施形態と第1の実施形態との異なる点は、本実施形態に係る高周波切開具60の一対の腕部61, 62における接続部10が、腕部5, 6の直線部13が旋回する第一拡開面S1及び第二拡開面S2に対して平行な平面に互いに平行になるように配されている。即ち、並行部12は、接続部10から直線部13にかけて互いに捻れの関係となっている。

この高周波切開具60によっても、上記第1の実施形態と同様の作用・効果を奏することができる。

【0055】

なお、本発明の技術範囲は上記実施の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種々の変更を加えることが可能である。

例えば、上記実施形態では、一対の腕部の弾性線状部材が剥き出しの状態となっている。しかし、図17に示すように、一方の腕部70の先端把持部15以外の表面に絶縁被覆

10

20

30

40

50

7 1 がなされたものでも構わない。この場合、絶縁被覆 7 1 の代わりに絶縁コーティングであっても構わない。また、図 1 8 に示すように、一対の腕部 5 5 , 7 2 の両方に絶縁被覆 5 6 がされたものでも構わない。

【 0 0 5 6 】

この場合、一対の腕部 5 5 , 5 7 の外周長さを第 1 の実施形態より大きくしても、一対の腕部 5 5 , 5 7 の患部に接触する導通部分の面積を小さくすることができ、同じ外周長さであっても電流密度を大きくすることができる。

【 0 0 5 7 】

また、上記実施形態では、操作ワイヤ 3 のねじり剛性を小さくして、シースに対する弾性把持部の回転性を向上させているが、操作ワイヤのトルク伝達性を向上させたものでも構わない。10

この場合、内視鏡の挿入部ではなく、高周波切開具の操作部を回転することによって、その回転トルクを一対の腕部に伝達して回転させることができる。

【 0 0 5 8 】

また、上記各実施形態では、内視鏡用処置具を高周波切開具としているが、これに限らず、図 1 9 に示すような、高周波切開の機能を有さない二脚把持鉗子 8 0 であっても構わない。

この場合も、第 1 の実施形態において通電する工程を除く他の工程を行うことによって、第 1 の実施形態と同様の作用・効果を奏すことができる。20

【 実施例 】

【 0 0 5 9 】

本発明の第 1 の実施形態に係る高周波切開具 1 を用いて、一対の腕部 5 , 6 の先端把持部 1 5 における外周長さの違いによる切れ味の差異を切開時間にて評価した。

確認方法としては、胃の粘膜（ひだ：幅約 5 mm）を把持し、電源出力 6 0 W にて高周波電流を通電して切開したときの切開時間を測定した。

測定結果を表 1 に示す。

【 0 0 6 0 】

【 表 1 】

先端把持部の外周長さ (mm)	切開時間(秒)
1.26	(時間が長く、エラー表示されて切開不能)
1.1	5~8
1.0	4~8
0.9	4~5
0.8	3~4

【 0 0 6 1 】

外周長さが小さいほど切開時間が短くなり、切開時間が 8 秒以下で所望の切れ味を得ることができた。40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 2 】

【 図 1 】本発明の第 1 の実施形態に係る高周波切開具の全体を示す概要図である。

【 図 2 】本発明の第 1 の実施形態に係る高周波切開具の弾性把持部が拡開した状態を示す一部断面を含む平面図である。

【 図 3 】本発明の第 1 の実施形態に係る高周波切開具の弾性把持部をシース内に収納した状態を示す一部断面を含む平面図である。

【 図 4 】本発明の第 1 の実施形態に係る高周波切開具を使用する際の全体システムの概要50

を示す説明図である。

【図5】本発明の第1の実施形態に係る高周波切開具の使用方法を示す説明図である。

【図6】(a)、(b)本発明の第1の実施形態に係る高周波切開具の使用方法を示す説明図である。

【図7】(a)本発明の第1の実施形態に係る高周波切開具を拡開した状態を示す平面図、(b)従来の高周波切開具を拡開した状態を示す平面図である。

【図8】本発明の第2の実施形態に係る高周波切開具の全体を示す概要図である。

【図9】本発明の第2の実施形態に係る高周波切開具のシースの先端側を示す断面図である。

【図10】本発明の第3の実施形態に係る高周波切開具の要部を示す一部断面を含む平面図である。 10

【図11】本発明の第4の実施形態に係る高周波切開具の要部を示す一部断面を含む平面図である。

【図12】本発明の第4の実施形態の変形例である。

【図13】本発明の第4の実施形態の変形例である。

【図14】本発明の第5の実施形態に係る高周波切開具の弾性把持部を示す斜視図である。

【図15】本発明の第6の実施形態に係る高周波切開具の弾性把持部が拡開した状態を示す一部断面を含む(a)平面図、(b)側面図である。

【図16】本発明の第6の実施形態に係る高周波切開具の弾性把持部をシース内に収納した状態を示す一部断面を含む(a)平面図、(b)側面図である。 20

【図17】本発明の他の実施形態に係る高周波切開具の弾性把持部を示す斜視図である。

【図18】本発明の他の実施形態に係る高周波切開具の弾性把持部を示す斜視図である。

【図19】本発明の他の実施形態に係る二脚把持鉗子の全体を示す概要図である。

【符号の説明】

【0063】

1, 20, 30, 40, 50, 60 高周波切開具(内視鏡用処置具)

2, 21, 41 シース

3 操作ワイヤ(進退手段)

5, 6, 22, 23, 32, 33, 61, 62, 70, 72 腕部

30

7 弾性把持部

10 接続部

11 屈曲部

12, 35 並行部

13 直線部

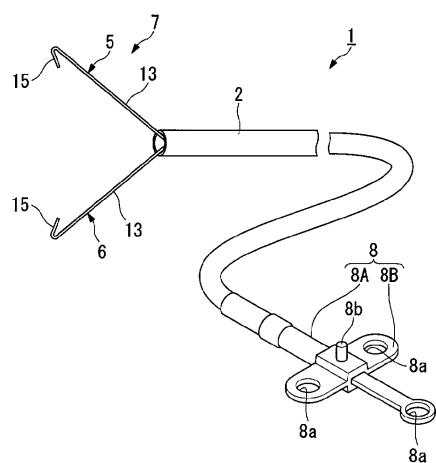
15, 25, 31 先端把持部

80 二脚把持鉗子(内視鏡用処置具)

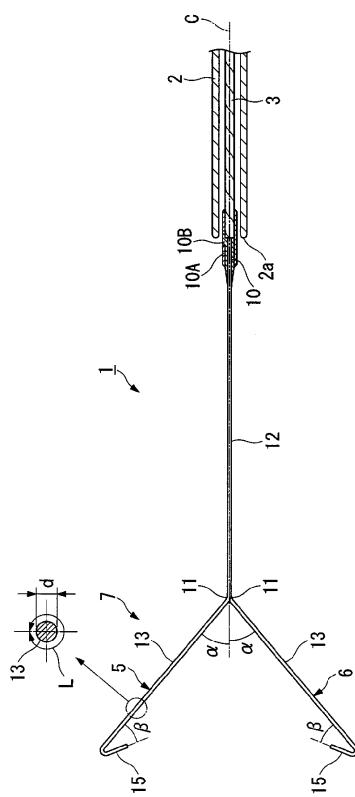
S1 第一拡開面(第一平面)

S2 第二拡開面(第二平面)

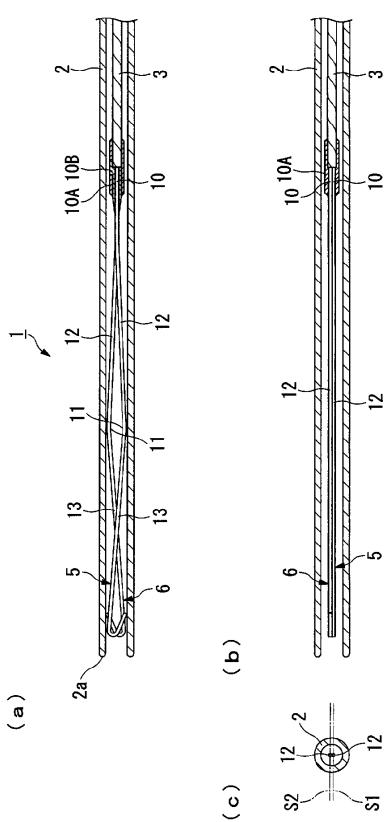
【図1】



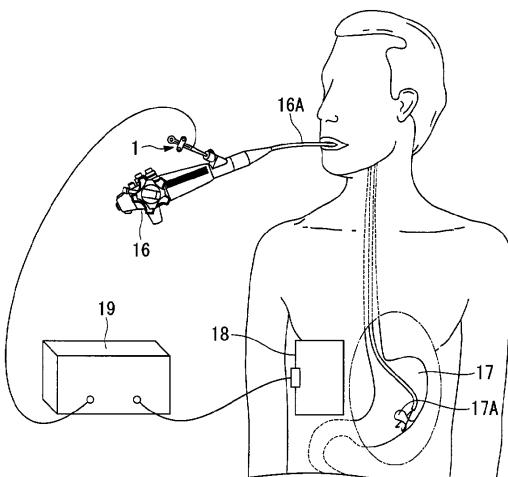
【図2】



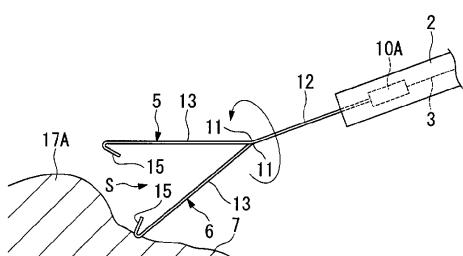
【図3】



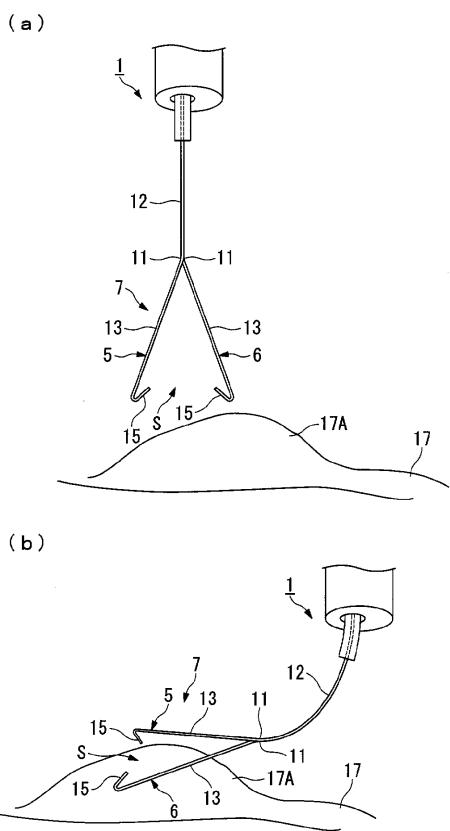
【図4】



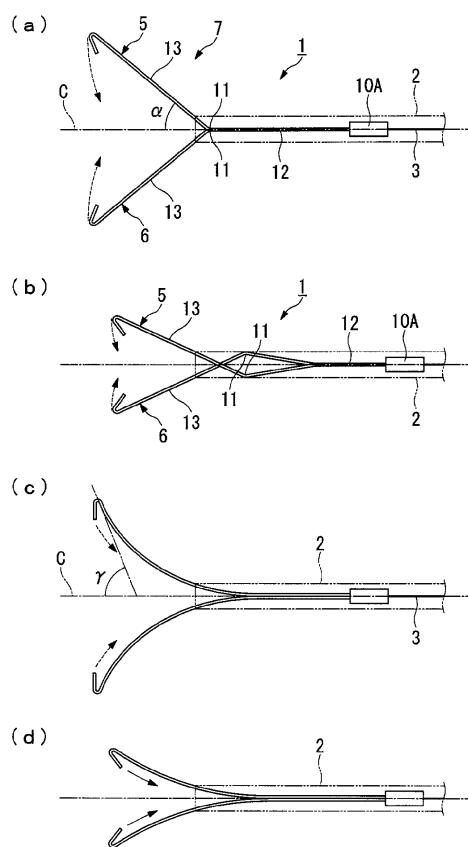
【図5】



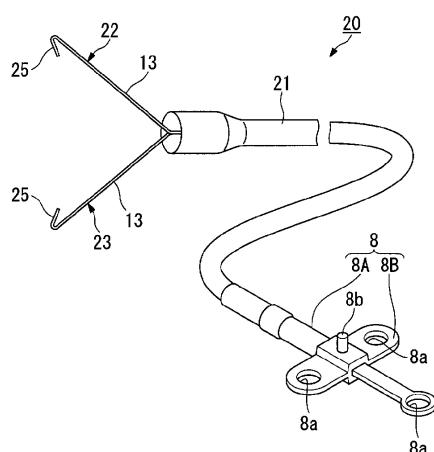
【図6】



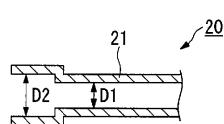
【図7】



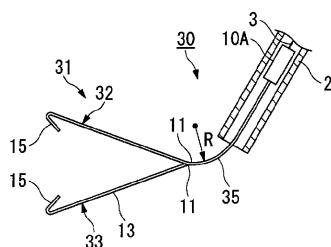
【図8】



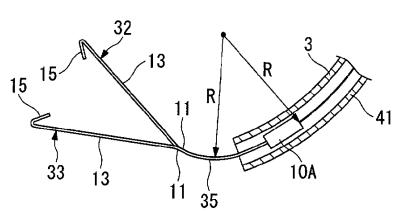
【図9】



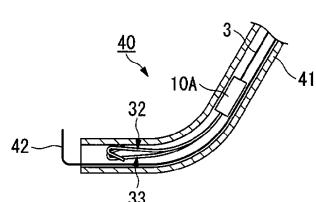
【図10】



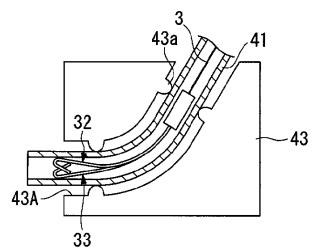
【図11】



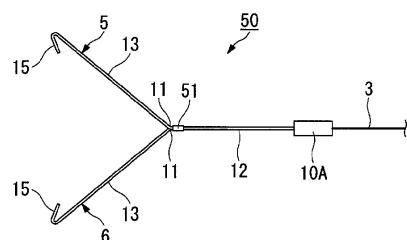
【図12】



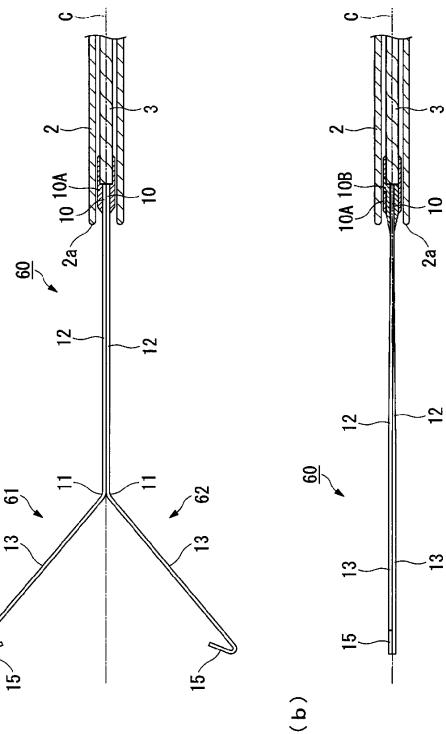
【図13】



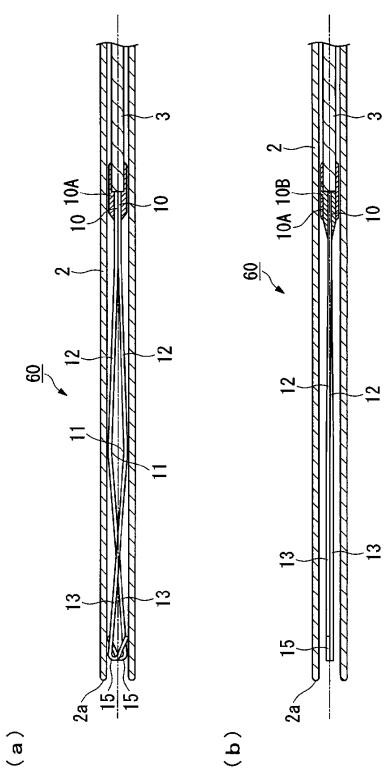
【図14】



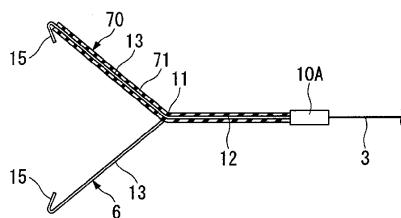
【図15】



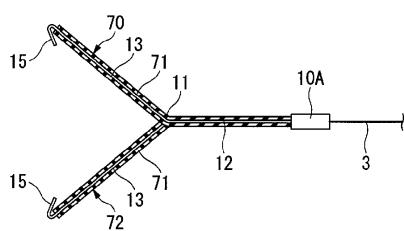
【図16】



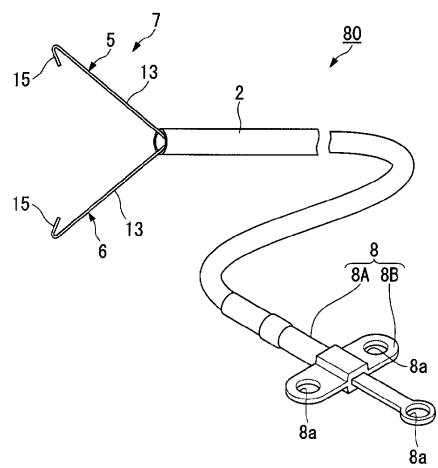
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

(74)代理人 100122426

弁理士 加藤 清志

(72)発明者 山本 博徳

栃木県河内郡南河内町祇園二丁目15番13 有限会社エスアールジェイ内

(72)発明者 木村 恵

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 高橋 一朗

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 内藤 真徳

(56)参考文献 特開平05-042167(JP,A)

実公昭60-028408(JP,Y2)

特開平08-299349(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 17 / 00

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP4137931B2	公开(公告)日	2008-08-20
申请号	JP2005313659	申请日	2005-10-28
[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	山本博徳 木村惠 高橋一朗		
发明人	山本 博徳 木村 惠 高橋 一朗		
IPC分类号	A61B18/12 A61B17/28		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B2017/00269 A61B2017/2215 A61B2017/2937 A61B2018/144		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B17/28.310 A61B17/28 A61B17/29 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/GG24 4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK09 4C060/KK15 4C060/MM24 4C160/GG24 4C160/GG29 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK36 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN03 4C160/NN07 4C160/NN09 4C160/NN11		
代理人(译)	塔奈澄夫 正和青山 加藤清		
其他公开文献	JP2007117405A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种高频治疗装置，其能够通过一对臂部件通过提取/缩回装置相对于护套突出/缩回而能够可靠地夹持和烧灼患部。
 ŽSOLUTION：高频切口装置（内窥镜的治疗装置）1，例如，抓住并烧灼受影响的部分（被处理的物体），例如从体腔的生物组织的表面突出的息肉，并且被提供具有柔性的护套2，设置在护套2内部以便伸出/缩回的操作线（伸出/缩回装置）3，具有一对臂部5和6的弹性握持部7，当伸出/缩回时相对于护套2的远端，其中操作线3的伸出/缩回，其近端侧连接到操作线3的远端，其远端打开并且当在护套2内缩回时弹性且可变形地闭合操作部分连接到护套2的近侧并且使操作线3相对于护套2伸出/缩回。

先端把持部の外周長さ(mm)	切開時間(秒)
1.26	(時間が長く、エラー表示されて切開不能)
1.1	5~8
1.0	4~8
0.9	4~5
0.8	3~4