

(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.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 0

A 6 1 B 17/28 (2006.01)

A 6 1 B 17/28 3 1 0

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 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弾性変形して閉じる一対の腕部を有する弾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、

前記弾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

徴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弾性変形して閉じる一対の腕部を有する弾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、

前記弾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。

【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弾性変形して閉じる一対の腕部を有する弾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、

前記弾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。

【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。

【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 . 1 mm 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。

【背景技術】

10

【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 - 1 1 9 1 3 号公報

【特許文献 2】特開平 5 - 4 2 1 6 7 号公報

【発明の開示】

30

【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。

【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弾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、前記弾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

50

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、一对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、弾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对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、一对の腕部が拡開時に形成する拡開面が傾斜する方向から弾性把持部をアプローチする際、内視鏡操作によって一对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、一对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、弾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、前記一对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、前記一对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、弾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もよい。この場合、一对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か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对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る。

30

【0016】

前記進退手段は、前記一对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、一对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以下に設定されてもよい。この場合、一对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对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。

50

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。

10

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。

20

【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、断面形状が楕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。

30

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、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。

40

【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、

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 の内径方向に向か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 8 A と、操作部本体 8 A 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 8 B とを備えている。

10

操作部本体 8 A とスライド部 8 B の双方には、指を掛けることができる指掛部 8 a が配されている。スライド部 8 B 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 8 b 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 16 A に高周波切開具 1 を挿入して、生体組織 17 の患部 17 A 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、一对の腕部 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 17 A、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。

【0029】

20

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、一对の腕部 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 17 A 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、一对の腕部 5, 6 を閉じて患部 17 A を把持する工程と、一对の腕部 5, 6 に高周波電流を通電する工程とを備えている。

【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 16 A 先端から患部 17 A 近傍に突出させる。その際、操作部 8 のスライド部 8 B を操作部本体 8 A 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 17 A 近傍に到達した後、接続端子 8 b 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 17 A 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、一对の腕部 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 8 B を操作部本体 8 A に対して先端側に押出す。

【0032】

40

この際、内視鏡 16 の挿入部 16 A のアプローチによっては、図 5 に示すように、患部 17 A の生体組織 17 に対する突出方向に対して、一对の腕部 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 17 A 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、一对の腕部 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 16 A 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

50

1, S2に患部17A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16Aを挿入する場合には、図6(b)に示すように、一对の腕部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16A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、かつ一对の腕部5, 6の進退方向に直交する軸線回りに回転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17Aを挿入してもよい。

【0035】

そして、患部17Aを挟持する工程に移行する。

10

まず、操作部本体8Aに対してスライド部8B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に一对の腕部5, 6の直線部13が角度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とがなす角度は、操作ワイヤ3をシース2内に引込んでも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、一对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、角度が所定の角度まで急激に縮小して直線部13が回転することにより、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を回転中心として軸線Cと平行になる方向にさらに回転して角度が縮小する。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对の腕部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17Aを挟み込む。この状態で、一对の腕部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17Aを焼灼する。

こうして、患部17A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も、一对の腕部5, 6を閉じることができる。従って、一对の腕部5, 6が閉じるまでの間における、先端把持部15の引込み方向への移動量、即ち、患部17A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17Aにて滑ることなく、狙った位置にて一对の腕部5, 6により確実に患部17A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1.1mm以下なので、一对の腕部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

【 0 0 4 1 】

さらに、高周波切開具 1 には並行部 1 2 が配されているので、シース 2 内で閉じた（畳まれた）一對の腕部 5 , 6 の弾性変形は、屈曲部 1 1 から並行部 1 2、接続部 1 0 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。

【 0 0 4 2 】

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 1 5 が直線部 1 3 に対して上述のように屈曲されているので、先端把持部 1 5 が長くてもシース 2 の先端面 2 a に引っ掛ることなくシース 2 内に一對の腕部 5 , 6 を収納することができる。従って、先端把持部 1 5 を十分な長さにすることができる。

10

【 0 0 4 3 】

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 2 0 のシース 2 1 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。

【 0 0 4 4 】

本実施形態に係る高周波切開具 2 0 では、例えば、シース 2 1 の基端側の内径 D 1 が 1 . 3 mm ~ 1 . 7 mm であるのに対し、先端側の内径 D 2 が 2 . 0 mm ~ 2 . 6 mm となっている。ここで内径 D 2 は、内径 D 1 の略 1 . 6 倍であればよい。また、一對の腕部 2 2 , 2 3 における先端把持部 2 5 の直線部 1 3 からの長さが、第 1 の実施形態における 2 . 0 mm から 2 . 5 mm に延長されている。さらに、直線部 1 3 に対する折り曲げ角度が 2 5 度から 3 5 度に広げられている。なお、先端把持部 2 5 の長さは、2 . 0 mm ~ 3 . 0 mm であればよく、直線部 1 3 に対する角度 は、3 0 度 ~ 5 0 度の範囲であればよい。

20

【 0 0 4 5 】

この高周波切開具 2 0 によれば、一對の腕部 2 2 , 2 3 をシース 2 1 内に収納するために閉じた際、上述のように第 1 の実施形態の場合よりも先端把持部 2 5 の長さが長くても、先端把持部 2 5 をシース 2 1 内に収納することができる。従って、患部 1 7 A 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 2 1 の先端側のみが大径とされているので、シース 2 1 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

【 0 0 4 6 】

次に、第 3 の実施形態について図 1 0 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 3 0 の弾性把持部 3 1 に係る一對の腕部 3 2 , 3 3 の並行部 3 5 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 1 3 が、拡開面 S 1 , S 2 に平行、かつ一對の腕部 3 2 , 3 3 の進退方向に直交する軸線回りに回転するように、並行部 3 5 が湾曲した状態としている。

40

【 0 0 4 7 】

本実施形態では、並行部 3 5 の曲率半径 R が、例えば、3 0 mm となっている。なお、曲率半径 R は、1 5 mm ~ 5 0 mm 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。

【 0 0 4 8 】

図 4 に示すような内視鏡 1 6 の挿入部 1 6 A を体腔内に挿入し、挿入部 1 6 A の先端側を湾曲させた状態で高周波切開具 3 0 のシース 2 をチャンネルから突出させる際、並行部 3 5 が挿入部 1 6 A の湾曲する方向に沿って移動する際、並行部 3 5 の湾曲している方向

50

が挿入部 16A 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、所望する方向に一对の腕部 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、一对の腕部 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 の一对の腕部 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、一对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、一对の腕部 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、一对の腕部 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、一对の腕部 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对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・効果を奏することができる。

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、一对の腕部 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

30

【 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】

【 0 0 6 3 】

1 , 2 0 , 3 0 , 4 0 , 5 0 , 6 0 高周波切開具 (内視鏡用処置具)

2 , 2 1 , 4 1 シース

3 操作ワイヤ (進退手段)

5 , 6 , 2 2 , 2 3 , 3 2 , 3 3 , 6 1 , 6 2 , 7 0 , 7 2 腕部 30

7 弾性把持部

1 0 接続部

1 1 屈曲部

1 2 , 3 5 並行部

1 3 直線部

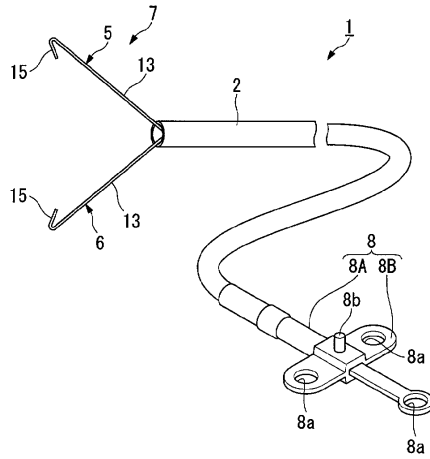
1 5 , 2 5 , 3 1 先端把持部

8 0 二脚把持鉗子 (内視鏡用処置具)

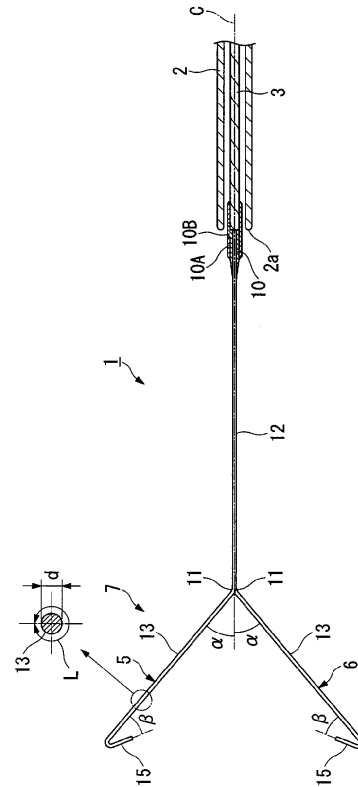
S 1 第一拡開面 (第一平面)

S 2 第二拡開面 (第二平面)

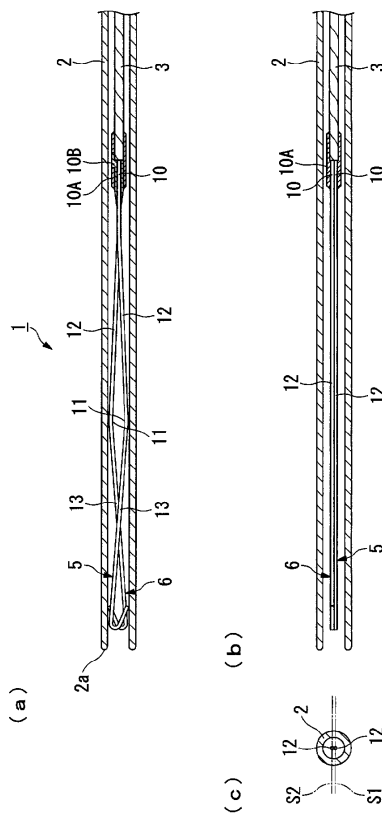
【図 1】



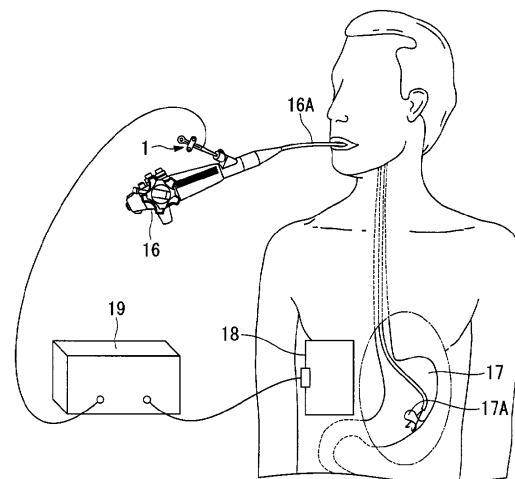
【図 2】



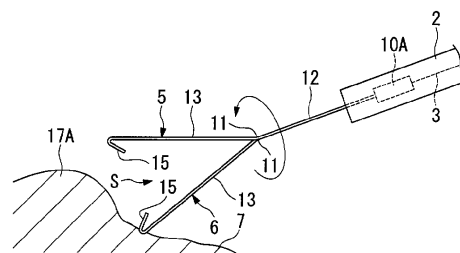
【図 3】



【図 4】

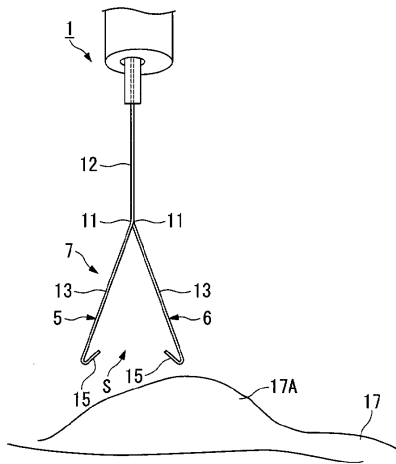


【図 5】

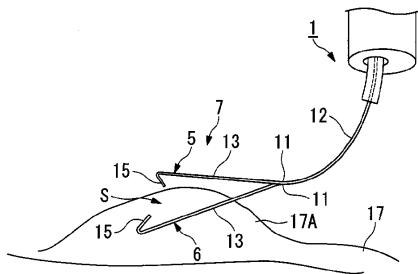


【図 6】

(a)

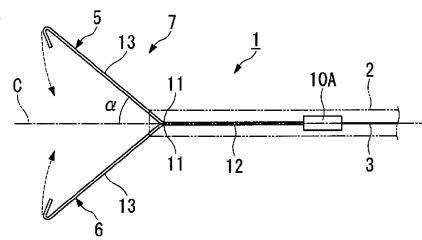


(b)

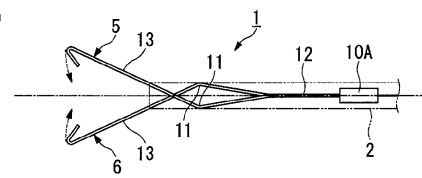


【図 7】

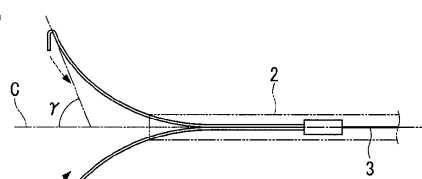
(a)



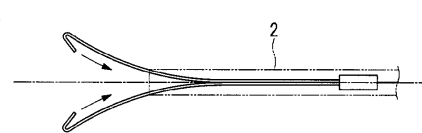
(b)



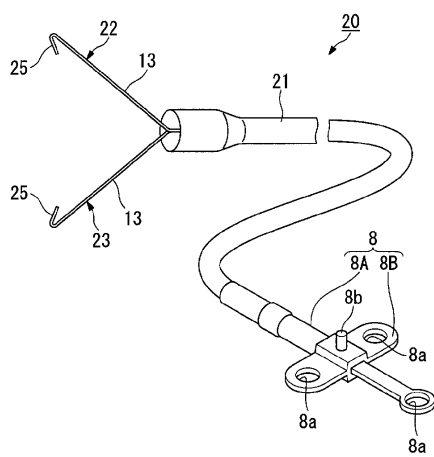
(c)



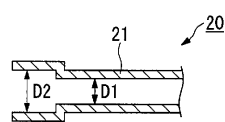
(d)



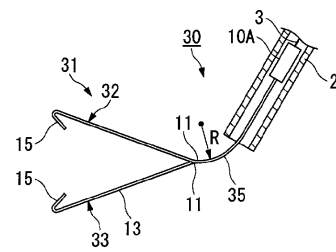
【図 8】



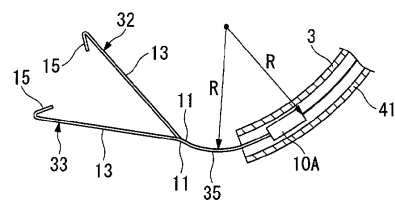
【図 9】



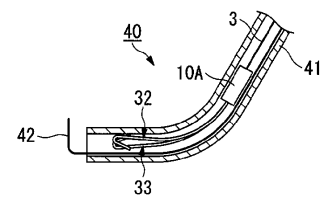
【図 10】



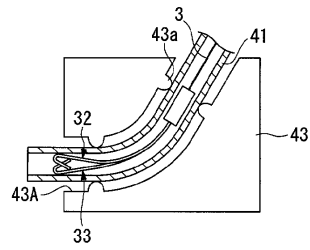
【図 11】



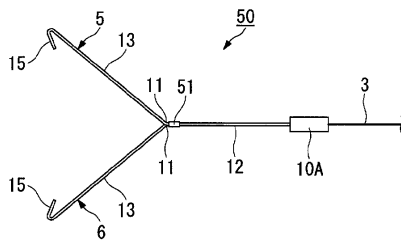
【図 12】



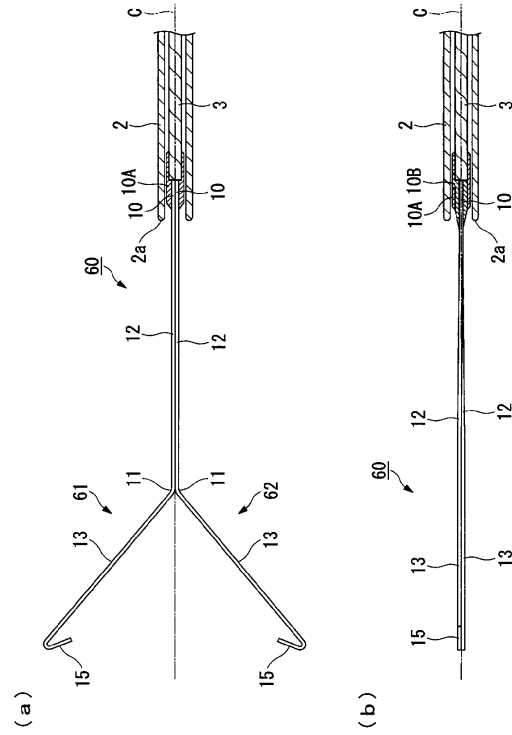
【図 13】



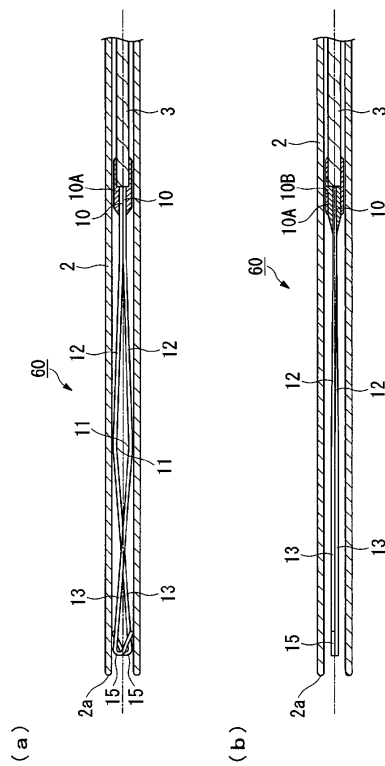
【図 14】



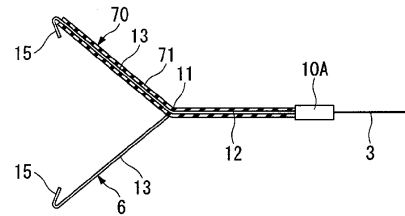
【図 15】



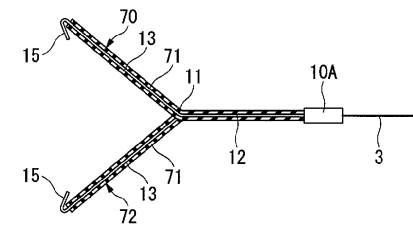
【図 16】



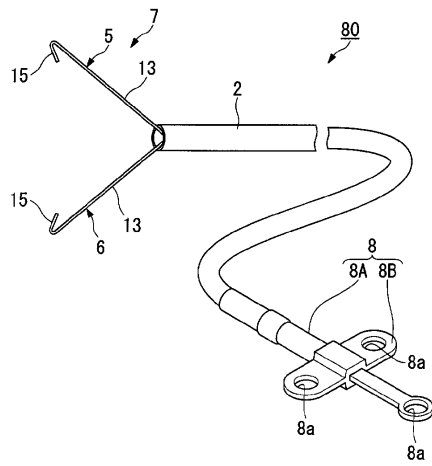
【図 17】



【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 1 5 番 1 3 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 4 3 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 4 3 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 0 5 - 0 4 2 1 6 7 (J P , A)

実公昭 6 0 - 0 2 8 4 0 8 (J P , Y 2)

特開平 0 8 - 2 9 9 3 4 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 7 / 0 0

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 木村恵 高橋 一郎		
发明人	山本 博徳 木村 恵 高橋 一郎		
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