

【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、

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備えていることを特徴とする内視鏡用処置具。

【請求項 2】

前記一対の腕部が、前記接続部と前記屈曲部との間に配された並行部を備えていることを特徴とする請求項 1 に記載の内使用用処置具。

【請求項 3】

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いることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 4】

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請求項 3 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 5】

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請求項 3 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 6】

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並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請求項 3 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 7】

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 6 の何れか一つに記載の内視鏡用処置具。

【請求項 8】

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 7 の何れか一つに記載の内視鏡用処置具。

【請求項 9】

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 8 の何れか一つに記載の内視鏡用処置具。

【請求項 10】

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 . 1 mm 以下であることを特徴とする請求項 1 から 9 の何れか一つに記載の内視鏡用処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

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 】

【 0 0 0 2 】

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。

10

【 0 0 0 3 】

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。

【 0 0 0 4 】

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。

20

【 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 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

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 】

【 0 0 0 6 】

30

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、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備えていることを特徴とする。

40

【 0 0 0 7 】

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。

【 0 0 0 8 】

また、本発明に係る内視鏡用処置具は、請求項 1 に記載の内視鏡用処置具であって、前記一对の腕部が、前記接続部と前記屈曲部との間に配された並行部を備えていることを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

この内視鏡用処置具は、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

50

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１７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。

【００１０】

また、本発明に係る内視鏡用処置具は、請求項２に記載の内視鏡用処置具であって、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いることを特徴とする。

10

また、請求項３に記載の内視鏡用処置具であって、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。

【００１１】

また、請求項３に記載の内視鏡用処置具であって、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いることを特徴とする。

また、請求項３に記載の内視鏡用処置具であって、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並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。

20

【００１２】

この発明は、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。

【００１３】

また、本発明に係る内視鏡用処置具は、請求項１から６の何れか一つに記載の内視鏡用処置具であって、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。

30

この内視鏡用処置具は、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】

また、本発明に係る内視鏡用処置具は、請求項１から７の何れか一つに記載の内視鏡用処置具であって、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。

40

【００１５】

この内視鏡用処置具は、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。

【００１６】

また、本発明に係る内視鏡用処置具は、請求項１から８の何れか一つに記載の内視鏡用処置具であって、前記進退手段が、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いることを特徴とする。

この内視鏡用処置具は、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。

50

【 0 0 1 7 】

また、本発明に係る内視鏡用処置具は、請求項 1 から 9 の何れか一つに記載の内視鏡用処置具であって、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。

この内視鏡用処置具は、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。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

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 】

【 0 0 1 9 】

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对の腕部 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。

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

弾性把持部 7 に係る一对の腕部 5 , 6 の各々は、操作ワイヤ 3 との接続部 1 0 と、接続部 1 0 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 1 1 と、接続部 1 0 と屈曲部 1 1 との間に配されて一对の腕部 5 , 6 間の間隔が一定とされた並行部 1 2 と、屈曲部 1 1 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 1 3 と、直線部 1 3 の先端に配されて患部と掛着する先端把持部 1 5 とを備えている。即ち、一对の腕部 5 , 6 におけるそれぞれの屈曲部 1 1 、並行部 1 2 は互いに独立して設けられ、接続部 1 0 にて互いに結合されている。

【 0 0 2 2 】

一对の腕部 5 , 6 は、導電性の弾性線状部材で構成されており、接続部 1 0 、並行部 1 2 、直線部 1 3 、及び先端把持部 1 5 からなる。腕部 5 , 6 の線径（図 2 中の d で示す。）は 0 . 2 6 mm ~ 0 . 3 5 mm 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 1 5 を含む一对の腕部 5 , 6 の先端側の外周長さ（図 2 中の L で示す。）が 1 . 1 mm 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。

【 0 0 2 3 】

接続部 1 0 と操作ワイヤ 3 の先端とは、短管 1 0 A 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 1 0 B 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 1 0 A 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 1 2 の長さは、接続部 1 0 から 3 0 mm となっている。なお、この長さは、2 5 mm ~ 4 0 mm の範囲であればよい。

【 0 0 2 4 】

一对の腕部 5 , 6 の各直線部 1 3 と各屈曲部 1 1 とがなす面をそれぞれ第一拡開面（第一平面）S 1 、第二拡開面（第二平面）S 2 とするとき、第一拡開面 S 1 と第二拡開面 S

10

20

30

40

50

2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、一对の腕部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、一对の腕部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。

10

【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、15mm～25mm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2.0mm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、1.5mm～2.5mmの範囲であればよく、直線部13に対する角度は、20度～40度の範囲であればよい。

【0027】

20

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。

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。

30

【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、一对の腕部5,6を閉じて患部17A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。

40

【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。

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。

50

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】

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 S1, S2 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 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 20

【0035】

そして、患部 17 A を挟持する工程に移行する。

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 2 a 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 30 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。

【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 2 a に押圧され、屈曲部 11 のシース 2 に対する相対 40 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 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。

【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 2 a との間で患部 17 A 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 17 A 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。

【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 1.1 mm 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。

【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（畳まれた）一对の腕部 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 内に一对の腕部 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。

【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 1.3 mm ~ 1.7 mm であるのに対し、先端側の内径 D2 が 2.0 mm ~ 2.6 mm となっている。ここで内径 D2 は、内径 D1 の略 1.6 倍であればよい。また、一对の腕部 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 2.0 mm から 2.5 mm 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、2.0 mm ~ 3.0 mm 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。

【0045】

この高周波切開具 20 によれば、一对の腕部 22, 23 をシース 21 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 25 の長さが長くても、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。

【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。

10

20

30

40

50

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 に係る一对の腕部 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、かつ一对の腕部 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。

【 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が挿入部 1 6 A の湾曲方向に一致する。従って、この高周波切開具 3 0 によれば、所望する方向に一对の腕部 3 2 , 3 3 を配置することができ、操作性を向上することができる。

【 0 0 4 9 】

次に、第 4 の実施形態について図 1 1 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 1 1 に示すように、本実施形態に係る高周波切開具 4 0 のシース 4 1 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。

【 0 0 5 0 】

シース 4 1 の曲率半径 R は、第 3 の実施形態における並行部 3 5 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 4 0 によれば、シース 4 1 も湾曲しているので、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 4 0 のシース 4 1 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 1 6 A 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。

【 0 0 5 1 】

なお、シース 4 1 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 1 2 に示すように、シース 4 1 内に先端から、予め湾曲された芯金状の保持部材 4 2 を挿入してもよい。

また、図 1 3 に示すように、シース 4 1 の曲率半径に合わせて湾曲して、内面にシース 4 1 と接触する凸部 4 3 a が複数形成された貫通孔 4 3 A が配されたブロック状の保持部材 4 3 にシース 4 1 を挿入して押圧固定してもよい。

【 0 0 5 2 】

次に、第 5 の実施形態について図 1 4 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 5 0 が、並行部 1 2 の間隔を維持する固定部 5 1 を備えているとした点である。

【 0 0 5 3 】

固定部 5 1 は、屈曲部 1 1 近傍の並行部 1 2 に配されている。

この高周波切開具 5 0 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 1 0 と固定部 5 1 との間で並行部 1 2 の互いの間隔を維持することができ、並行部 1 2 の耐性を向上することができる。

【 0 0 5 4 】

次に、第 6 の実施形態について図 1 5 及び図 1 6 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

10

20

30

40

50

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 6 0 の一对の腕部 6 1 , 6 2 における接続部 1 0 が、腕部 5 , 6 の直線部 1 3 が回転する第一拡開面 S 1 及び第二拡開面 S 2 に対して並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 1 2 は、接続部 1 0 から直線部 1 3 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 6 0 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。

【 0 0 5 5 】

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 1 7 に示すように、一方の腕部 7 0 の先端把持部 1 5 以外の表面に絶縁被覆 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 がな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。

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。

【 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

10

【0061】

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。

【図面の簡単な説明】

【0062】

【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。

20

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【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】

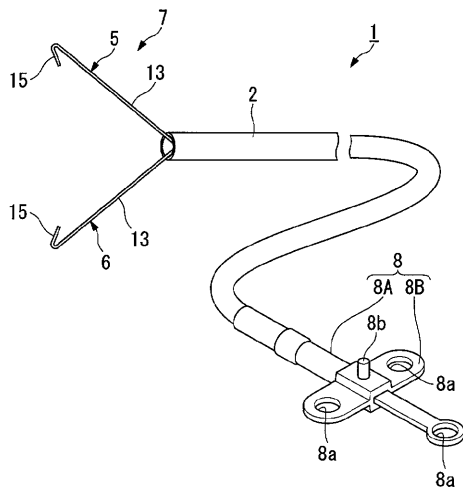
【0063】

1, 20, 30, 40, 50, 60 高周波切開具(内視鏡用処置具)

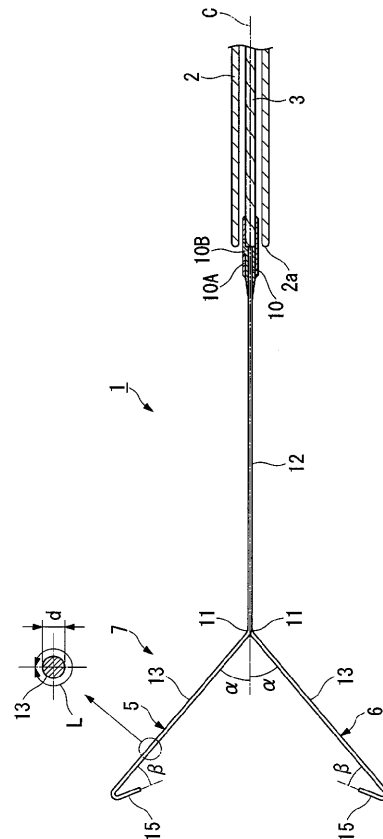
50

- 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
 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)

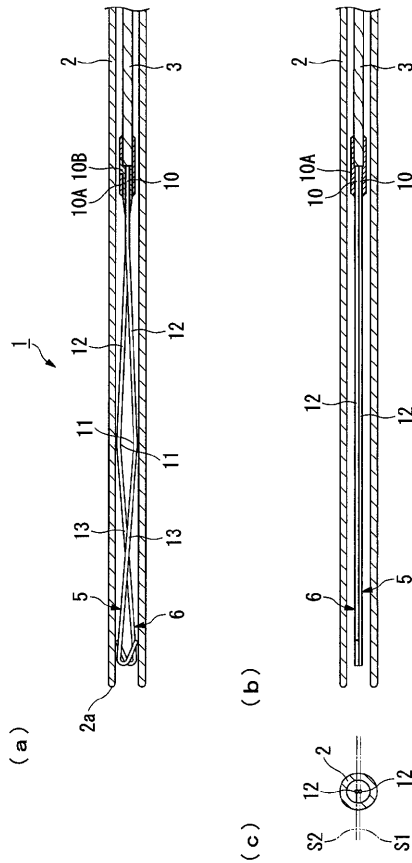
【図 1】



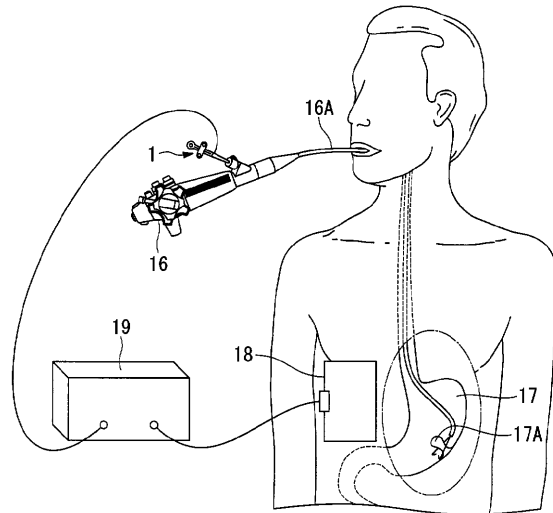
【図 2】



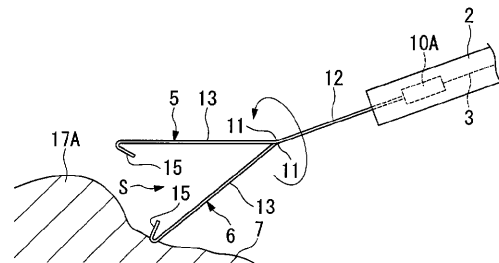
【図 3】



【図 4】

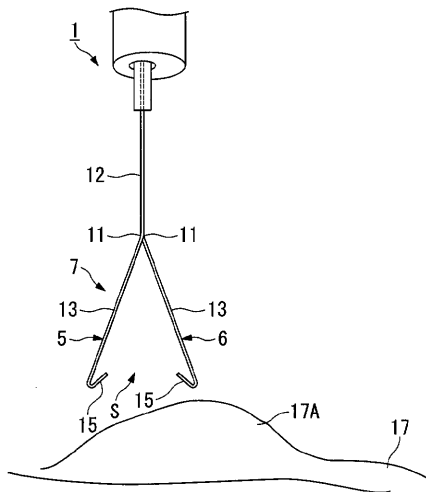


【図 5】

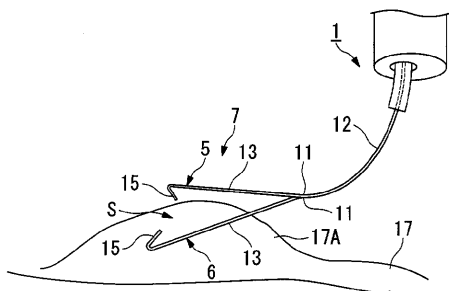


【図 6】

(a)

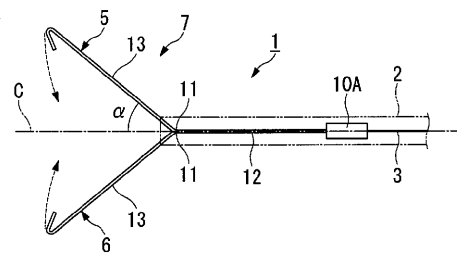


(b)

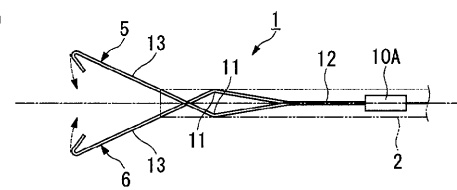


【図 7】

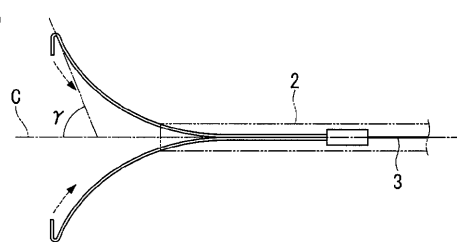
(a)



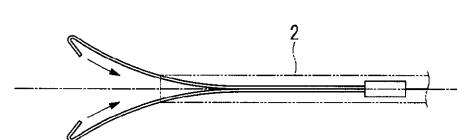
(b)



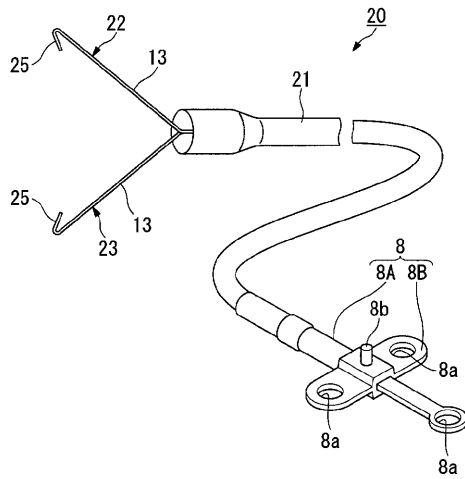
(c)



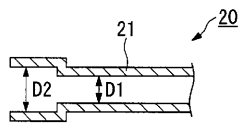
(d)



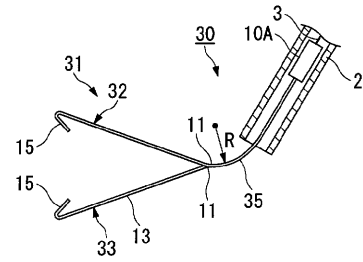
【図 8】



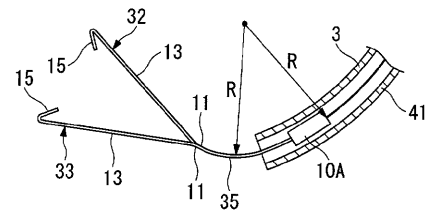
【図 9】



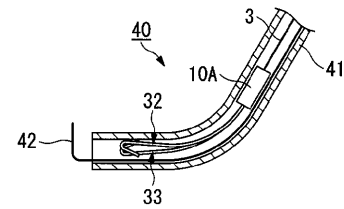
【図 10】



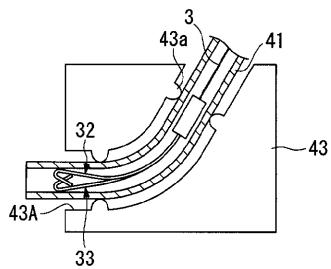
【図 11】



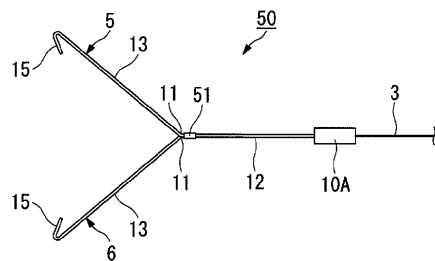
【図 12】



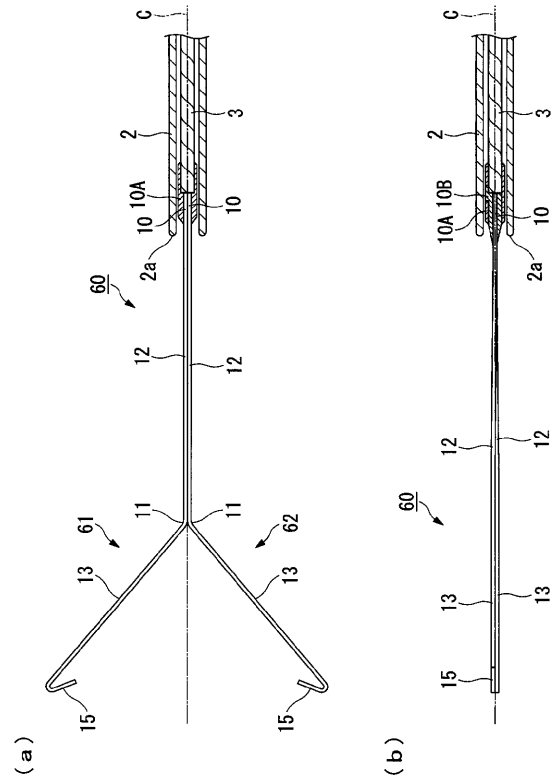
【図 13】



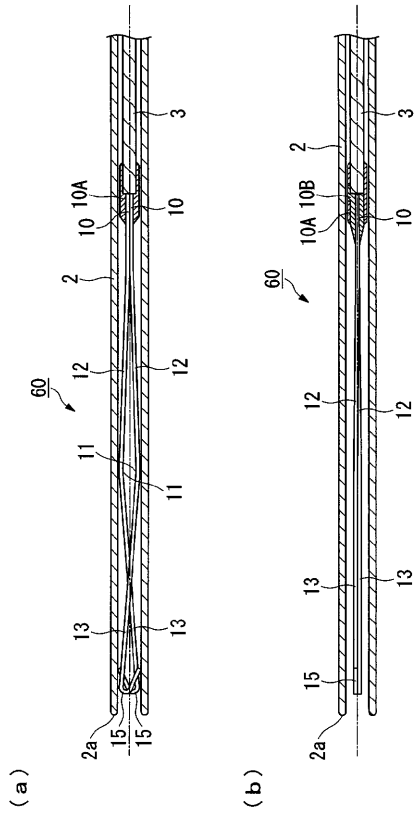
【図 14】



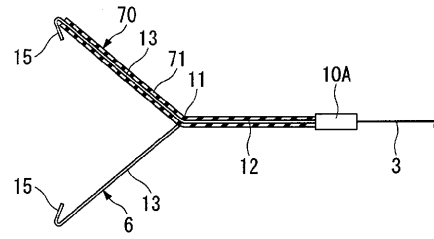
【図 15】



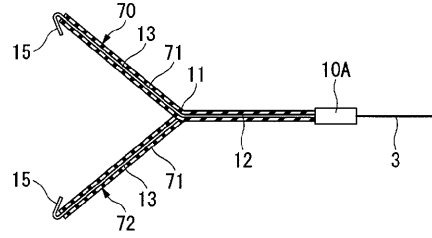
【図 16】



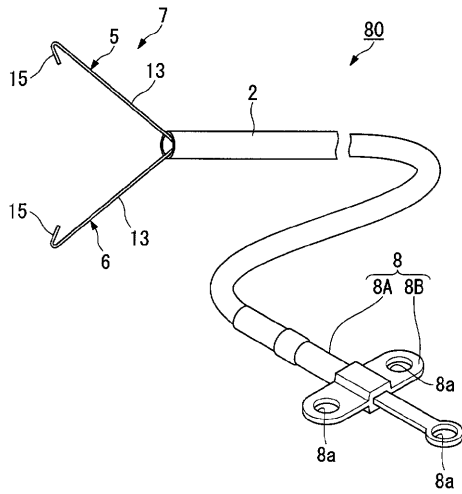
【図 17】



【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

F ターム(参考) 4C060 GG24 KK03 KK04 KK09 KK15 MM24

专利名称(译)	内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP2007117405A	公开(公告)日	2007-05-17
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		
[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	JP4137931B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种高频治疗仪，该高频治疗仪能够通过使进退部件相对于护套突出/抽出操作而可靠地抓握并烧灼具有一对臂部的患部。

解决方案：高频切开工具（一种用于内窥镜的治疗工具）1是从体腔中活体组织的表面伸出的工具，例如，抓握并烧灼诸如息肉之类的患处（待治疗的对象）。当护套2具有挠性时，操作线（前进/后退装置）3布置成当操作线3向前/向后移动时在护套2内和护套2的远端内来回移动，护套2的近端在扩张状态下连接至操作线3的远端，并且具有弹性抓握部分7，该弹性抓握部分具有一对臂5和6，当将其浸入护套2中时该一对弹性臂5和6弹性变形并闭合。并且操作单元连接到护套2，以使操作线3相对于护套2来回移动。[选择图]图2

