

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4414669号
(P4414669)

(45) 発行日 平成22年2月10日 (2010. 2. 10)

(24) 登録日 平成21年11月27日 (2009. 11. 27)

(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 18/14 (2006. 01)

A 6 1 B 17/39 3 1 1

請求項の数 10 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2003-104257 (P2003-104257)
 (22) 出願日 平成15年4月8日 (2003. 4. 8)
 (65) 公開番号 特開2004-544 (P2004-544A)
 (43) 公開日 平成16年1月8日 (2004. 1. 8)
 審査請求日 平成18年2月13日 (2006. 2. 13)
 (31) 優先権主張番号 特願2002-110243 (P2002-110243)
 (32) 優先日 平成14年4月12日 (2002. 4. 12)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000000376
 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 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100084618
 弁理士 村松 貞男
 (74) 代理人 100100952
 弁理士 風間 鉄也
 (72) 発明者 城 千賀
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用切開具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電気絶縁性を持つチューブと、このチューブの内部を通る細長い操作部材と、この操作部材の先端に接続され、前記チューブの先端から突没可能である電極とを具備し、前記細長い操作部材と電極とは、チューブに形成されたチャンネルにチューブの長手方向に移動可能に挿入される内視鏡用切開具において、

前記電極は、柔軟な可撓性を有するほぼ棒状の部材で形成されており、

前記チューブの先端から突出する電極の使用時には、係止部は、チューブの先端から突出しない範囲で、チャンネルの内周面と摩擦係合し、チャンネルの径よりも大きい外形を有していることを特徴とする内視鏡用切開具。

10

【請求項 2】

前記チューブの最先端部は、外径において他の部分よりも大きい拡大部を有していることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用切開具。

【請求項 3】

前記拡大部の長さは、1 mm 程度であることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用切開具。

【請求項 4】

前記係止部分の少なくとも1つは、前記チューブの先端近傍に位置するように、前記電極に設けられていることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 に記載の内視鏡用切開具。

20

【請求項 5】

前記係止部は、弾力性を有することを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 に記載の内視鏡用切開具。

【請求項 6】

前記係止部の少なくとも 1 つは、電極の折り曲げ部から形成されることを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 に記載の内視鏡用切開具。

【請求項 7】

前記電極は、第 1 の部分と、第 2 の部分と、これら第 1 の部分と第 2 の部分との間で、これら部分と連続し、電極の先端部を構成した折り返し部分とを有し、第 1 の部分と第 2 の部分とは、撚り合わせることににより撚り合わせた部分を構成していることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 に記載の内視鏡用切開具。

10

【請求項 8】

前記電極の返し部は、撚り合わせた部分より大径で、前記チューブのチャンネルの径より小径であることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡用切開具。

【請求項 9】

先端に開口を有した電気絶縁性のチューブと、導電性で可撓性の細長い操作部材と、この操作部材の先端に電気的かつ機械的接続され、前記チューブの前記開口から突没可能である電極とを具備し、この電極は、ワイヤの撚り合わせ部を有し、前記細長い操作部材と電極とは、チューブに形成されたチャンネルにチューブの長手方向に移動可能に挿入される内視鏡用切開具において、

20

前記撚り合わせ部は、前記チューブの開口から突出可能な先端部と、この先端部に連続し、電極の使用時にはチューブ内に位置する基端部とを有し、

この基端部は、係止部を有し、この係止部は、電極の使用時に、前記チャンネルの内周面と弾力的に係合して、チューブの開口から突出している電極の先端部がチューブ中に戻ることを阻止することを特徴とする内視鏡用切開具。

【請求項 10】

電気絶縁性を持つチューブと、このチューブの内部を通る細長い操作部材と、この操作部材の先端に接続され、前記チューブの先端から突没可能である電極とを具備し、前記細長い操作部材と電極とは、チューブに形成されたチャンネルにチューブの長手方向に移動可能に挿入される内視鏡用切開具において、

30

前記電極は、第 1 の部分と、第 2 の部分と、これら第 1 の部分と第 2 の部分との間で、これら部分と連続し、電極の先端部を構成した折り返し部分とを有し、第 1 の部分と第 2 の部分とは、撚り合わせることににより撚り合わせた部分を構成し、

前記折り返し部分は、前記撚り合わせた部分より大径で、前記チューブのチャンネルの径より小径であることを特徴とする内視鏡用切開具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は、経内視鏡的に体内に挿入し、粘膜等の生体組織をエネルギー切開する内視鏡用切開具に関する。

40

【0002】

【従来の技術】

従来、経内視鏡的に体腔内に挿入し、体腔内の広い範囲の粘膜部分を切除する、高周波処置具は、例えば、実開昭 61-191012 号公報で知られている。この高周波切開具は、内視鏡のチャンネルに挿通可能な電気絶縁性のシースと、このシースの先端部に設けられた先端部材と、前記シースに挿通され、先端部に前記先端部材から突没自在なナイフを有する操作ワイヤとから構成されている。

【0003】

前記ナイフは、尖端を有する単線ワイヤからなる棒状部材あるいは薄板状部材であり、ナイフに高周波通電することにより、ナイフを加熱し、組織を高周波切開できるようになっ

50

ている。従って、ワイヤによって広い範囲の粘膜病変部の周囲を高周波切開し、さらに、この高周波切開具で粘膜下層の剥離を行なうことによって切除するものがある。

【0004】

また、一般的に経内視鏡的に使用され、ポリープや粘膜を切除する高周波スネアがある。この高周波スネアは、内視鏡のチャンネルに挿通可能な電気絶縁性のシースと、このシース内を挿通する切開用ワイヤと、この切開用ワイヤの基部に対してスライド自在に取付けられたスライダとから構成されている。

【0005】

そして、ハンドルによってスライダを前進操作すると、切開用ワイヤがシースの先端から突出して切開用ワイヤは復元変形によりループ状に広がる。本来、この高周波スネアは、切開用ワイヤをループ状に広げ、この状態で、切開用ワイヤを病変部に掛け、スライダを後退させて病変部がシースに接する程度まで切開用ワイヤをシースに引き込み、病変部を緊縛するものである。

【0006】

しかし、高周波スネアの別の使い方としては、粘膜を広い範囲で切除する際には、前記切開用ワイヤを前記シースより1mm程度突出させて高周波通電することにより、ワイヤを加熱して組織を高周波切開することも可能である。従って、切開用ワイヤにより広い範囲の粘膜病変部の周囲にマーキングを施したり、高周波切開したり、さらに粘膜下層の剥離を行うことも可能である。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、前述した実開昭61-191012号公報に示す前記高周波切開具は、ナイフが硬く、粘膜に刺しやすいという反面、鋭利であるため、切開及び剥離に細心の注意を要する。

【0008】

また、前述した高周波スネアについては、本来は、シースから突出させたループ状の切開用ワイヤを病変部に掛けて切開するものであるため、シースより切開用ワイヤを突出させていくと、ワイヤは大きなループ状になってしまうため、ワイヤを長くシースから突出させると、粘膜を切除及び剥離をする際に、操作性が悪く、切開しにくいという事情がある。

【0009】

この発明は、前記事情に着目してなされたもので、その目的は、経内視鏡的に体腔内に挿入し、組織の粘膜切開及び粘膜の剥離において、目的部位を的確に切開及び剥離できる内視鏡用切開具を提供することである。

【0010】

【課題を解決するための手段】

この発明の一態様に係る内視鏡用切開具は、電気絶縁性を持つチューブと、このチューブの内部を通る細長い操作部材と、この操作部材の先端に接続され、前記チューブの先端から突没可能である電極とを具備し、前記細長い操作部材と電極とは、チューブに形成されたチャンネルにチューブの長手方向に移動可能に挿入される内視鏡用切開具において

、
前記電極は、柔軟な可撓性を有するほぼ棒状の部材で形成されており、
係止部が、前記チューブの先端から突出する電極の使用時には、前記係止部が、チャンネルの内周面と摩擦係合して係止部がチューブの先端から突出することがないように、係合部はチャンネルの径よりも大きい外形を有していることを特徴とする。

【0011】

電極を柔軟性を有する棒状の部材で形成することにより、組織に高周波マーキングを施したり、粘膜切開時や粘膜剥離時に、電極を粘膜に押し付けた場合、電極が軟性であるため、粘膜深くに刺入しにくく、かつ粘膜剥離時には切開面に沿って棒状の電極が撓み、これにより、切開すべきでない下層の組織の焼灼や刺通を防止できる。

【 0 0 1 2 】

【 発明の実施の形態 】

以下、この発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 1 3 】

図 1 ~ 図 7 は第 1 の実施形態を示し、図 1 は内視鏡用切開具としての高周波処置具全体の斜視図、図 2 A は挿入部の先端部の縦断側面図、図 2 B は、図 2 A の 2 B - 2 B 線に沿う断面図、図 3 A は、操作部の縦断側面図、図 3 B は、図 3 A の 3 B - 3 B 線に沿う断面図、図 4 及び図 5 は処置状態を示す斜視図、図 6 は処置状態を示す斜視図、図 7 は処置状態を示す断面図である。

【 0 0 1 4 】

10

図 1 に示されるように、高周波処置具 1 は、図示しない内視鏡のチャンネル内に挿通される挿入部としての可撓性を有するシース、即ち、チューブ 2 と、このシース 2 のチャンネルに挿通された導電性を有する電極 3 並びにシース 2 の基端部に接続された細長い操作部 4 とから構成されている。

【 0 0 1 5 】

シース 2 は、内視鏡のチャンネルに挿通可能な外径、望ましくは $\phi 1.7 \text{ mm}$ で、肉厚 0.35 mm の柔軟な電氣的絶縁性を有する P T F E チューブあるいは F E P チューブで構成されている。

【 0 0 1 6 】

20

図 2 に示されるように、高周波処置具 1 のシース 2 の先端部にはチューブを熱成形し、外径を拡張させた膨大部 5 が設けられている。膨大部 5 のシース 2 の最先端からの距離 L 及び膨大部 5 の幅 W は、望ましくは $L = 1 \text{ mm}$ 、 $W = \phi 2.3 \text{ mm}$ である。膨大部 5 の幅 W は、シース 2 より突出した電極 3 が内視鏡の画像にて確認ができる大きさとする。前記電極 3 は、操作部 4 に繋がる、操作部材、即ち、導電性の金属ワイヤにより形成された操作ワイヤ 6 と接続パイプ 7 をカシメあるいはロー付け固定することにより電氣的かつ機械的に接続されている。電極 3 は、導電性材料、例えばステンレスのような金属製の外径 $\phi 0.15 \text{ mm} \sim \phi 0.6 \text{ mm}$ の撚り線ワイヤを折り返し、さらに折り返したワイヤを撚り合わせるにより構成されている。電極 3 の素材には外径 $\phi 0.06 \text{ mm}$ のステンレス製の素線を 19 本編みした撚り線ワイヤまたは、外径 $\phi 0.1 \text{ mm}$ のステンレス製の素線を 7 本編みした撚り線ワイヤを用いている。さらに、ワイヤの撚り部分に隙間 3 a を持たせた第一拡大部 8 を形成している。この第一拡大部 8 は、先端側に位置する小拡大セクション 8 b と基端側に位置する大拡大セクション 8 c とにより構成されている。この小拡大セクションの長さ、即ち、第一拡大部 8 の最先端から大拡大セクション 8 c までの距離 l_1 は、 $l_1 = 0.5 \text{ mm} \sim 1.5 \text{ mm}$ 、望ましくは 0.5 mm である。第一拡大部 8、即ち、大拡大セクション 8 c の基端部には、くびれ部分 8 a が設けられている。電極 3 の最先端からくびれ部分 8 a までの距離、即ち、第一拡大部 8 の長さ l_2 は、 $l_2 = 1.0 \text{ mm} \sim 2.0 \text{ mm}$ 、望ましくは 1.5 mm である。

30

【 0 0 1 7 】

第一拡大部 8 の幅 W_1 は、電極 3 の撚られた部分、即ち、軸部の最大外径を d とした場合、 $d + 0.5$ 、 $W_1 = 2.0$ 、望ましくは 1.2 mm である。電極 3 には、チューブから突出可能な先端部に続きチューブから突出しない基端部に、シースのチャンネルの内周面と弾性的に当接する第二拡大部 9 が形成されている。この第二拡大部 9 は、半径方向に伸縮自在な弾性力を有しており、自然状態ではシース 2 の内径（即ち、チャンネルの径）よりも大きい幅、即ち、最大外径を有している。この幅は、望ましくは 1.2 mm 程度である。また、前記第二拡大部 9 は、前記シース 2 の先端側にあり、操作用スライダ 10 を先端側に移動することにより、前記電極 3 を最大限シース 2 の先端よりさせたときでも、シース 2 内に収まる範囲に設けられている。具体的には、第二拡大部 9 は、電極 3 の最先端から $l_3 = 5 \sim 10 \text{ mm}$ 、望ましくは 6 mm の所に前端が位置するように配設されている。

40

【 0 0 1 8 】

50

図3に示されるように、操作ワイヤ6の基端部は操作部4に設けた操作用スライダ10に連結されており、その操作用スライダ10を進退することで電極3をシース2の先端部から突没させることができる。操作用スライダ10には、高周波発生装置(図示しない)に通じる図示しないコードを電氣的に接続するための接続口11が設けられている。電極3はシース2の先端から5mm程度まで突出可能なように電極3の長さ及び操作用スライダ10のストロークが設定されている。

【0019】

また、図2では、両者の区別を明確にするために、シース2と接続パイプ7とは少し離間して示されているが、シース2の先端の内径と接続パイプ7の外径は略同じ寸法に設定されて、両者はほぼ接触している。この結果、この接続パイプ7も、前記第二拡大部9と同様に、後述するように、操作中の電極の不要の軸方向の移動を阻止する係止部材として機能する。操作部4は操作用スライダ10と操作部本体12で形成されている。操作部本体12にはその軸方向に操作部スライダ10が摺動する溝13が設けられている。また、操作部スライダ10の溝13に位置する部分は、溝13の幅よりもわずかに大きい外径の、弾性体、例えば、シリコンでできたチューブ14により覆われている。

【0020】

次に、第1の実施形態の作用について説明する。

【0021】

高周波処置具1の操作部4に設けられた操作用スライダ10を前進させると、電極3はシース2の先端より突出する。この突出量は、操作用スライダ10により制御できる。逆に、操作用スライダ10を後退させると、電極3はシース2内に収納される。

【0022】

前記高周波処置具1のシース2を内視鏡のチャンネルに挿通し、経内視鏡的に体腔内に挿入する。なお、内視鏡のチャンネルにシース2を挿入する際には電極3をシース2内に引き込んだ状態で体内に挿入する。

【0023】

そして、図4に示されるように、シース2の先端から電極3を突出させるとともに、電極3に高周波通電し、電極3を切開すべき病変粘膜部分15bの周囲に電流を通電して高周波マーキングする。この時、電極3は粘膜に触れる程度でよいので、僅かに、例えば、1mm程度(第1の突出位置)、シース2より突き出して使用する。図4の15aはマーキング跡を示す。

【0024】

次に、高周波処置具1のシース2を内視鏡のチャンネルからいったん抜去し、内視鏡チャンネルを通じて注射針を体腔内に導入し、切開すべき粘膜部分15の粘膜下層16に局注剤(例えば、高張食塩水、高張ブドウ糖液、ヒアルロン酸ナトリウム溶液など)を注入し、粘膜下層16を膨隆させると共に、この上の病変粘膜部分15bを他の部分に対して十分に隆起させる。その後、再度、内視鏡のチャンネルに、注射針に代えて、高周波処置具1のシース2を挿入し、目的部位まで誘導して、図5に示されるように、病変粘膜部分15bの周辺の粘膜部分15を切開する。この時、電極3をシース2の先端から少し、例えば、1~2mm程度(第2の突出位置)突出させ、シース2及び電極3を粘膜部分15に押し付けたときに、電極3が撓み、粘膜部分15に対して略平行に向いた状態で、高周波電流を供給しながら電極3を移動させて粘膜部分15を病変粘膜部分15bの周りで粘膜切開する。粘膜を切開する際に、電極3が粘膜に対して滑って切開できない場合は、図6に示されるように、第一拡大部8の大拡大セクション8cとシース2の先端面との間に粘膜を挟みこみ、切開する。

【0025】

次に、図7に示されるように、電極3をシース2の先端からかなり、例えば、3~5mm程度(第3の位置)突出させ、高周波電流を供給しながら粘膜下層16を剥離し切除する。なお、この場合、内視鏡と病変との距離や、病変の形状、大きさによって、電極3の突出量を適宜調整して使用する。

【 0 0 2 6 】

上記処置において、図 6 並びに図 7 に示されるように、シース 2 の先端には膨大部 5 が設けられているため、膨大部 5 が粘膜部分 1 5 の表層に当たってストッパーとなり、シース 2 自体が粘膜部分 1 5 から深く入り込まず、切開深度をコントロールすることが可能である。

【 0 0 2 7 】

また、電極 3 をシース 2 より突出させてマーキングや粘膜切開及び粘膜下層を剥離する際に、第二拡大部 9 はシース 2 の内周面との摩擦係合によって電極 3 がシース 2 内に押し込まれるのを食い止め、電極 3 の突出長を一定にする。

【 0 0 2 8 】

このとき、第二拡大部 9 は、シース 2 の先端側に配置されているために、第二拡大部 9 によりシース 2 に固定されている部分から第一拡大部 8 までの距離が短く、従って、前記第二拡大部 9 より先端側のワイヤの弛みがほとんど無い。このために、より確実に電極 3 の突出長を一定に保つことができる。

【 0 0 2 9 】

第 1 の実施形態によれば、高周波処置具 1 によって粘膜部分 1 5 の周囲を高周波マーキングする際や切開する際にシース 2 と電極 3 が柔軟なため、粘膜部分 1 5 に押し付けた時でも、電極 3 が撓み、粘膜部分 1 5 に対して、電極 3 は平行に向き、粘膜部分 1 5 を深く切り込む恐れがなく、容易に切開及び剥離できる。

【 0 0 3 0 】

また、従来技術の単線のワイヤで構成された電極で、同様の柔軟性を求めると、ワイヤの径を極端に細くする必要があり、切開時の熱でワイヤが脆くなるという問題があるが、撚り線ワイヤを使用することで、十分な耐久性を保持したまま、柔軟性を持たせることが可能である。

【 0 0 3 1 】

さらに、折り返した撚りワイヤの先端部分に撚り合わせない部分を作ること、製造時に、折り返した先端部分の素線にほつれが発生することを軽減することができる。

【 0 0 3 2 】

さらに、図 6 に示されるように、シース 2 の先端の膨大部 5 が粘膜部分 1 5 の表層に当たってストッパーとなり、粘膜部分 1 5 を切開する際に、シース 2 自体が粘膜部分 1 5 に入り込まず、切開深度をコントロールできる。従来のような、シースの全長に亘って外径が同じ構造のまま、外径を拡大させると、内視鏡チャンネル内の隙間が減り、一般の内視鏡が持つ内視鏡チャンネル内の吸引機能が落ちてしまうが、シース 2 の先端のみを拡大させることで、そのまま吸引機能が損なわれない。

【 0 0 3 3 】

さらに、膨大部 5 がシース 2 の先端から 1 mm 程度以内にあるために、シース 2 の先端部分の可撓性が失われることがなく、操作性が損なわれることがない。

【 0 0 3 4 】

さらに、電極 3 を折り返し撚り合わせることで、第一拡大部 8 及び第二拡大部 9 を設けた柔軟な電極 3 を簡単に構成することができる。シース 2 の先端内径と接続パイプ 7 の外径は概ね同じであり、シース 2 内での電極 3 の遊びがなく、電極 3 が操作しやすくなり、切開及び剥離等の手技が容易となる。

【 0 0 3 5 】

さらに、第二拡大部 9 を設けることで、シース 2 と第二拡大部 9 との摩擦抵抗により、第二拡大部 9 がシース 2 の内側部分に食らいつき、電極 3 の不用意な突没を防ぐことができる。さらに、操作部スライダ 1 0 にシリコンチューブ 1 4 を配置することで、操作部スライダ 1 0 と操作部本体 1 2 の溝 1 3 に摩擦抵抗が加わり、操作部スライダ 1 0 の位置が固定され、操作部スライダ 1 0 から手を離しても、電極 3 の突出する長さを、深度や目的に応じて固定することができる。

【 0 0 3 6 】

10

20

30

40

50

また、電極 3 には第一拡大部 8 が設けられ、粘膜部分 15 の切開時に電極 3 のくびれ部分 8 a とシース 2 の先端部に粘膜部分 15 の粘膜が引っ掛かり、粘膜部分 15 から電極 3 が不用意に抜けることを防止できるため、スムーズに切開することができる。第一拡大部 8 の幅 W1 が大きすぎると、粘膜切開の際の切開切込み部に第一拡大部 8 を挿入しにくく、第一拡大部 8 の幅 W1 が小さすぎる場合は、粘膜切開時に電極 3 が抜けてしまい、スムーズな切開ができない。また、この高周波処置具 1 本で、マーキング、粘膜切開、粘膜下層剥離の一連の手技が可能となる。

【0037】

図 8 は第 2 の実施形態を示し、挿入部の先端部の縦断側面図である。本実施形態におけるシース 17 は、内視鏡のチャンネルに挿通可能な外径、適度なシースの弾力を持つ肉厚である柔軟な電氣的絶縁性を有する PTFE チューブあるいは FEP チューブで構成されている。望ましくは $\phi 1.7\text{ mm}$ で、肉厚 0.35 mm である。

【0038】

シース 17 の最先端部から $L = 1\text{ mm}$ 程度までに、シース 17 の外径に略同じ内径を持つ FEP チューブを熱溶着あるいは接着させ、膨大部 18 が形成されている。膨大部 18 の外径 W は、 $\phi 2.3\text{ mm}$ 程度である。また、電極 19 は、導電性材料、例えばステンレス製の外径 $\phi 0.4\text{ mm} \sim \phi 0.6\text{ mm}$ の撚り線ワイヤで構成されており、電極 19 の素材には、外径 $\phi 0.1\text{ mm}$ の素線を 7 本編みした撚り線ワイヤを用いている。この電極 19 上には第一拡大部 20 が設けられている。第一拡大部 20 の位置 l_1 は電極 19 の先端から $l_1 = 0.5\text{ mm} \sim 1.0\text{ mm}$ 程度、望ましくは 0.5 mm である。

【0039】

第一拡大部 20 は、電極 19 の外径に略同じ内径のステンレス製のパイプをカシメあるいはロー付けにて固定されている。第一拡大部 20 の長さ l_4 は、 $l_4 = 0.5\text{ mm} \sim 1.0\text{ mm}$ であり、外径 W は、電極 19 の軸 d よりも 0.5 mm 大きく、最大外径が 2 mm 以下である。第一拡大部 20 の後端に第二拡大部 21 が設けられている。第二拡大部 21 の位置 l_3 は、電極 19 の最先端から $l_3 = 2\text{ mm} \sim 4\text{ mm}$ の位置にある。第二拡大部 21 の外径 W2 は、シース 17 の内径よりも大きく、 $1.0\text{ mm} \sim 1.2\text{ mm}$ が望ましい。それ以外の構成は第 1 の実施形態と同一である。

【0040】

第 2 の実施形態によれば、シース 17 の膨大部 18、撚り線ワイヤ 1 本の電極 19 及び第一拡大部 20 をステンレス製パイプを設けた構造で、第 1 の実施形態と同一の効果がある。第二拡大部 21 は、シース 17 の内径よりも大きい。よって、電極 19 を進退させた際には、シース 17 との摩擦抵抗により、電極 19 の不用意な突没を防ぐことが可能となる。

【0041】

図 9 は第 3 の実施形態を示し、挿入部の先端部の縦断側面図である。本実施形態におけるシース 22 は、第 1 の実施形態と同一のものであり、シース 22 は、内径 $\phi 1\text{ mm}$ 、外径 $\phi 1.7\text{ mm}$ PTFE チューブである。シース 22 の最先端部には $\phi 2.3\text{ mm}$ に広がるバルーン 23 が設けられている。バルーン 23 は、送気管路 24 に接続されており、送気管路 24 は操作部まで内視鏡に沿って延長されている。それ以外の構成は第 1 の実施形態と同一である。

【0042】

第 3 の実施形態によれば、通常は送気管路 24 を通してバルーン 23 に空気を入れることで、バルーン 23 を膨らませて使用する。バルーン 23 は、粘膜を切開する際のストッパとして機能する。また、粘膜を深く切り込みたい時には、送気管路 24 を通してバルーン 23 内の空気を吸引し、ストッパとしての機能をしないようにする。

【0043】

第 3 の実施形態によれば、シースの先端部を選択的にもぐりこませることが可能となり、より多彩な方法での切開が可能となる。その他の効果は第 1 の実施形態と同じである。

【0044】

10

20

30

40

50

図 1 0 および図 1 1 は第 4 の実施形態を示す。図 1 0 は、挿入部の先端部の縦断面図であり、図 1 1 は、電極 3 のみの側面図である。本実施形態における電極 3 は、第 1 実施形態同様、撚り線ワイヤを折り返し、さらに折り返したワイヤの先端部を除く部分を撚り合わせるにより構成されている。電極 3 の前記先端部は、基端側の撚り合わせた部分と略同径になっている。さらに、電極 3 のシース 2 から突出しない範囲には、2 つの屈折部 2 5 a , 2 5 b が設けられ、シース 2 の内径よりも大きい係止部 2 6 を形成している。それ以外の構成は、第 1 の実施形態と同じである。

【 0 0 4 5 】

第 4 の実施形態によれば、係止部 2 6 を、電極 3 に屈折部 2 5 a , 2 5 b を設けることで形成したので、簡単な構造で係止部 2 6 を形成することができる。

10

【 0 0 4 6 】

図 1 2 および図 1 3 は第 5 の実施形態を示す。図 1 2 は、挿入部の先端部の縦断側面図である。図 1 3 は、電極 3 のみの側面図である。本実施形態における電極 3 は、第 1 実施形態同様、撚り線ワイヤを折り返し、さらに折り返したワイヤを撚り合わせるにより構成されている。また、電極 3 の先端部には、ワイヤの撚り部分に隙間 3 a を持たせた略ループ状の第 1 拡大部 8 が設けられている。この第 1 拡大部 8 の幅 W 1 は、シース 2 の内径 W 3 より小さく形成されている。さらに、電極 3 のシース 2 から突出しない範囲には、3 つの屈折部 2 5 a 、 2 5 b 、 2 5 c が設けられ、シース 2 の内径よりも大きい係止部 2 6 (第 2 拡大部 9) を形成している。これにより、電極 3 は、4 つの辺 3 b 、 3 c 、 3 d 、 3 e を形成している。そして、3 b と 3 d 、 3 c と 3 e は平行になるように、つまり、屈折部 2 5 の屈折角 2 5 d が等しくなるように、屈折部 2 5 が設けられている。それ以外の構成は第 1 の実施形態と同じである。

20

【 0 0 4 7 】

第 5 の実施形態によれば、係止部 2 6 を形成する屈折部 2 5 の屈折角 2 5 d が等しくなるように屈折部 2 5 を形成したので、係止部 2 6 を形成する作業が容易である。

【 0 0 4 8 】

また、第 1 拡大部 8 がシース 2 内径より小さく形成されているので、電極 3 をシース 2 から突出もしくは引き込む力量が小さくなる。

【 0 0 4 9 】

なお、電極 3 は上記実施形態 1 乃至 5 に示す例に限定されるものではなく、撚り線ワイヤを折り返し、さらに折り返したワイヤ同士を撚り合わせた略棒状の電極で有れば良い。

30

【 0 0 5 0 】

前記各実施形態によれば、次のような構成が得られる。

【 0 0 5 1 】

(付記 1) 先端に生体組織を切開するための電極を有し、基端部分にエネルギー接続部を有した内視鏡用切開具において、前記電極は、柔軟な可撓性を有する部材で形成したことを特徴とする内視鏡用切開具。

【 0 0 5 2 】

(付記 2) 付記 1 記載の内視鏡用切開具において、前記電極は、2 本以上のワイヤを撚り合わせた構造で、略棒状であることを特徴とする内視鏡用切開具。

40

【 0 0 5 3 】

(付記 3) 付記 1 記載の内視鏡用切開具において、前記電極は、少なくとも 1 ヶ所、幅が拡大された部分を設けたことを特徴とする内視鏡用切開具。

【 0 0 5 4 】

(付記 4) 付記 1 記載の内視鏡用切開具において、前記電極の手元側に電気絶縁性を持つ部材が配置され、前記部材の最先端部の外径は拡大された部分を持つことを特徴とする内視鏡用切開具。

【 0 0 5 5 】

(付記 5) 付記 1 記載の内視鏡用切開具において、前記切開具は、電気絶縁性を持つチューブと、このチューブの内部を通る操作部材と、この操作部材の先端に接続された電極か

50

らなり、前記電極は前記チューブの先端から突没可能であり、前記電極または前記操作部材のチューブから突出しない範囲の少なくとも一ヶ所にチューブ内面との係止部分を設けたことを特徴とする内視鏡用切開具。

【0056】

(付記6) 付記3記載の内視鏡用切開具において、前記電極の最大幅は、2mm以下であることを特徴とする内視鏡用切開具。

【0057】

(付記7) 付記3記載の内視鏡用切開具において、前記電極の拡大された部分は、先端から0.5mm～1.5mmの間に設けたことを特徴とする内視鏡用切開具。

【0058】

(付記8) 付記3, 6, 7のいずれかに記載の内視鏡用切開具において、前記電極は、2本以上のワイヤを撚り合わせた略棒状の構造であり、前記拡大部分は前記電極を構成するワイヤのうち少なくとも1本を曲げて構成していることを特徴とする内視鏡用切開具。

【0059】

(付記9) 付記4記載の内視鏡用切開具において、前記切開具は、電気絶縁性を持つチューブと、このチューブの内部を通る操作部材と、この操作部材の先端に接続された電極からなり、前記電極は前記チューブの先端から突没可能であり、前記チューブの最先端部の外径を拡大したことを特徴とする内視鏡用切開具。

【0060】

(付記10) 付記5記載の内視鏡用切開具において、前記係止部分は、最大幅は、チューブの内径よりも大きいことを特徴とする内視鏡用切開具。

【0061】

(付記11) 付記5または10記載の内視鏡用切開具において、前記係止部分は、少なくとも1本のワイヤで構成されていることを特徴とする内視鏡用切開具。

【0062】

(付記12) 付記11記載の内視鏡用切開具において、前記電極は、2本以上のワイヤを撚り合わせた略棒状の構造であり、前記係止部分は前記電極を構成するワイヤのうち、少なくとも1本で構成されていることを特徴とする内視鏡用切開具。

【0063】

【発明の効果】

以上説明したように、この発明によれば、電極を柔軟性を有する部材で形成することにより、経内視鏡的に体腔内に挿入し、組織の粘膜切開及び粘膜の剥離において、目的部位を的確に切開及び剥離でき、細心の注意をすることなく、手技がしやすいという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の第1の実施形態を示す高周波処置具全体の斜視図。

【図2】同実施形態を示し、(a)は挿入部の先端部の縦断側面図、(b)はA-A線に沿う断面図。

【図3】同実施形態を示し、(a)は操作部の縦断側面図、(b)はB-B線に沿う断面図。

【図4】同実施形態を示し、高周波処置具による処置状態を示す斜視図。

【図5】同実施形態を示し、高周波処置具による処置状態を示す斜視図。

【図6】同実施形態を示し、高周波処置具による処置状態を示す斜視図。

【図7】同実施形態を示し、高周波処置具による処置状態を示す断面図。

【図8】この発明の第2の実施形態を示し、挿入部の先端部の縦断側面図。

【図9】この発明の第3の実施形態を示し、挿入部の先端部の縦断側面図。

【図10】この発明の第4の実施形態の内視鏡用切開具の一部を示す断面図。

【図11】図10に示す切開具の電極を示す側面図。

【図12】この発明の第5の実施形態の内視鏡用切開具の一部を示す断面図。

【図13】図12に示す切開具の電極を示す側面図。

10

20

30

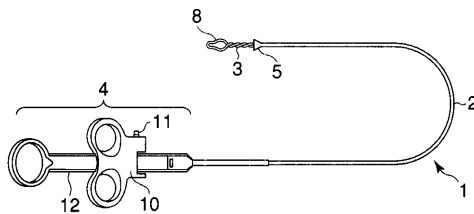
40

50

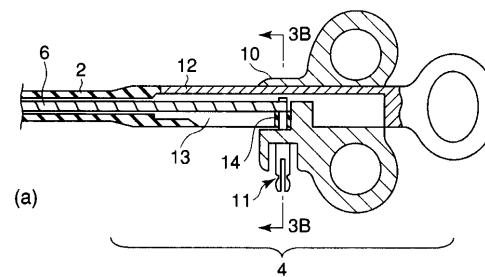
【符号の説明】

- 1 ... 高周波処置具
 2 ... シース
 3 ... 電極
 6 ... 操作ワイヤ

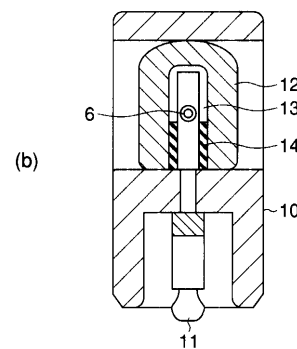
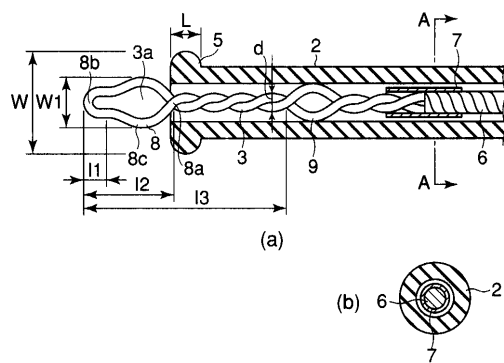
【図 1】



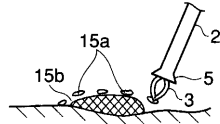
【図 3】



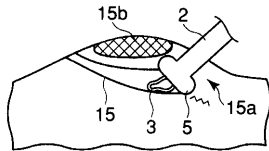
【図 2】



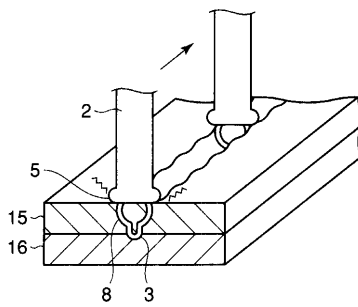
【図 4】



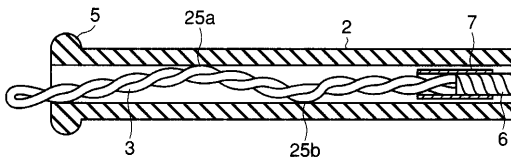
【図 5】



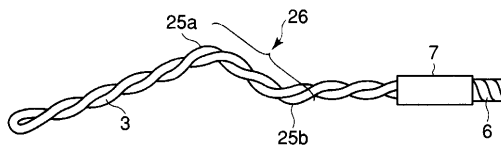
【図 6】



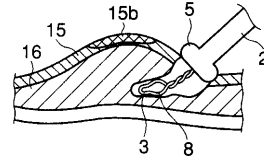
【図 10】



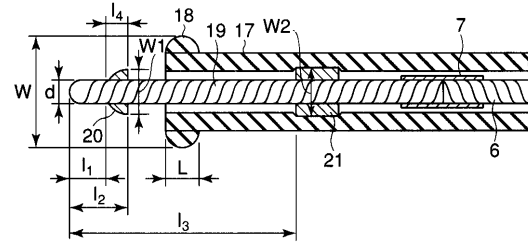
【図 11】



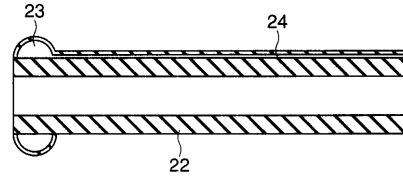
【図 7】



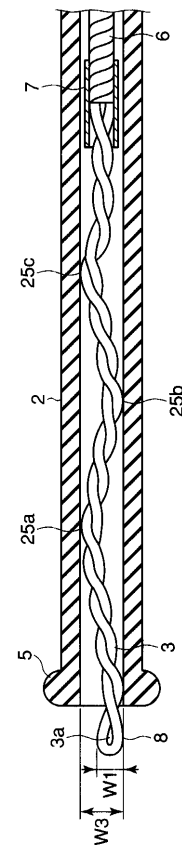
【図 8】



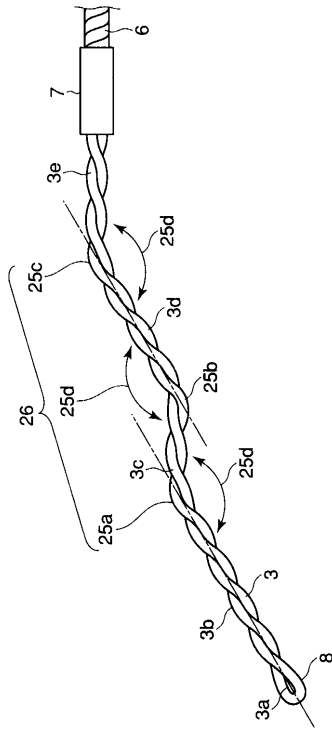
【図 9】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 矢作 直久
東京都文京区本郷7丁目3番1号 東京大学内

審査官 川端 修

(56)参考文献 特表平11-506651(JP,A)
特開平09-168546(JP,A)
特開平11-033033(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/12
A61B 18/14

专利名称(译)	内视镜用切开具		
公开(公告)号	JP4414669B2	公开(公告)日	2010-02-10
申请号	JP2003104257	申请日	2003-04-08
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	城千賀 矢作直久		
发明人	城 千賀 矢作 直久		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/14		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B17/39.311 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/FF19 4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK12 4C060/MM24 4C061/GG15 4C061/HH57 4C061/JJ12 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK17 4C160/MM43 4C160/NN03 4C160/NN13 4C160/NN15 4C160/NN21 4C161/GG15 4C161/HH57 4C161/JJ12		
代理人(译)	河野 哲		
审查员(译)	川端修		
优先权	2002110243 2002-04-12 JP		
其他公开文献	JP2004000544A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了一种内窥镜解剖工具，该工具可以经内窥镜插入体腔中，并且可以在组织的粘膜解剖和粘膜分离中精确地切割和剥离目标部位。内窥镜解剖工具连接到电绝缘管（2），从管的尖端穿过管的内部的操作构件（6）和操作构件的尖端它有一个可以伸出和缩回的电极（8）。电极由柔性且基本上杆状的构件形成。[选择图]图2

