

(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2005-334000

(P2005-334000A)

(43) 公開日 平成17年12月8日(2005.12.8)

(51) Int.Cl.⁷

A6 1 B 18/12

A6 1 B 1/00

F I

A 6 1 B 17/39

A 6 1 B 1/00

A 6 1 B 1/00

310

300 J

334 D

テーマコード (参考)

4C060

4 C O 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2004-152632 (P2004-152632)

(22) 出願日 平成16年5月24日 (2004. 5. 24)

(71) 出願人 000000527

ペンタックス株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(74) 代理人 100091317

弁理士 三井 和彦

(72) 発明者 柴田 博朗

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ

ンタックス株式会社内

Fターム(参考) 4C060 KK03 KK18

4C061 HH57 JJ11

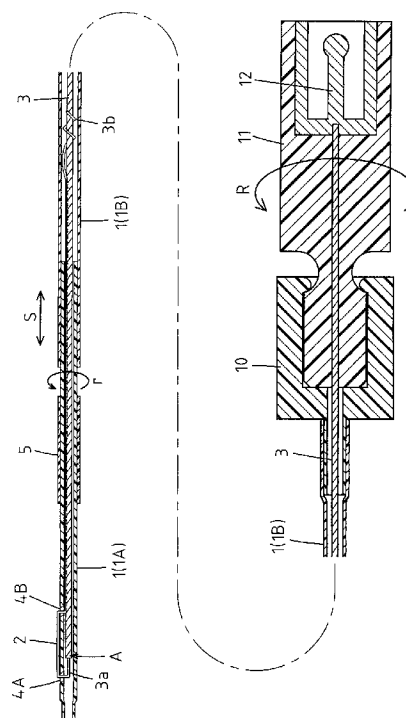
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波切断具

(57) 【要約】

【課題】粘膜の隆起部を水平に何回にも分けて連続して切断する粘膜切除処置を短時間で容易に行うことができる内視鏡用高周波切断具を提供すること。

【解決手段】電気絶縁性の可撓性シース 1 の先端付近の側面部に高周波電極 2 が外面に露出して配置され、可撓性シース 1 内に挿通配置された導電線 3 が高周波電極 2 に導通接続された内視鏡用高周波切断具において、可撓性シース 1 をその先端近傍であって高周波電極 2 より基端寄りの位置において先側シース 1 A と基側シース 1 B とに分割して、その分割部において先側シース 1 A と基側シース 1 B とを軸線周りに相対的に回転自在に接続し、基側シース 1 B の基端側から導電線 3 を軸線周りに回転させることにより先側シース 1 A が基側シース 1 B に対して軸線周りに回転するようにした。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電気絶縁性の可撓性シースの先端付近の側面部に高周波電極が外面に露出して配置され、上記可撓性シース内に挿通配置された導電線が上記高周波電極に導通接続された内視鏡用高周波切断具において、

上記可撓性シースをその先端近傍であって上記高周波電極より基端寄りの位置において先側シースと基側シースとに分割して、その分割部において上記先側シースと上記基側シースとを軸線周りに相対的に回転自在に接続し、上記基側シースの基端側から上記導電線を軸線周りに回転させることにより上記先側シースが上記基側シースに対して軸線周りに回転するようにしたことを特徴とする内視鏡用高周波切断具。

10

【請求項 2】

上記高周波電極が、上記先側シースの側面に穿設された一对の透孔の間において外面に露出するように配置された線状体である請求項 1 記載の内視鏡用高周波切断具。

【請求項 3】

上記高周波電極が、上記導電線を延長して形成されている請求項 2 記載の内視鏡用高周波切断具。

【請求項 4】

上記高周波電極が、上記導電線の延長部分を上記一对の透孔のうちの先端寄りの透孔から外方に引き出して曲げ戻し、その曲げ戻し部分を基端寄りの透孔から上記先側シース内に引き込んで形成されている請求項 3 記載の内視鏡用高周波切断具。

20

【請求項 5】

上記基端寄りの透孔から上記先側シース内に引き込まれた上記導電線の延長部分が、上記基側シース内において上記導電線の周囲に固着されることなく巻き付けられている請求項 4 記載の内視鏡用高周波切断具。

【請求項 6】

上記導電線が一本の真っ直ぐな芯線の周囲に複数の素線を撚った撚り線により形成されていて、その芯線を上記複数の素線の先端から延長させて上記高周波電極が形成されている請求項 3、4 又は 5 記載の内視鏡用高周波切断具。

【請求項 7】

上記複数の素線の先端部分が上記芯線の延長部分の根元部分に機械的にかしめ固定されている請求項 6 記載の内視鏡用高周波切断具。

30

【請求項 8】

上記先側シースの上記高周波電極の裏側にあたる位置又はその位置から基端方向に真っ直ぐに移動した位置に指標が設けられている請求項 1 ないし 7 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波切断具。

【請求項 9】

上記先側シースの基端部分が上記基側シースの先端部分内に緩く嵌挿されている請求項 1 ないし 8 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波切断具。

【請求項 10】

上記先側シースと上記基側シースとの軸線方向への相対的移動を規制するためのストッパチューブが、上記先側シースに固定的に被覆されている請求項 9 記載の内視鏡用高周波切断具。

40

【請求項 11】

上記ストッパチューブに上記指標が形成されている請求項 10 記載の内視鏡用高周波切断具。

【請求項 12】

操作者が保持するための保持部材が上記基側シースの基端部分に連結され、上記基側シースの基端から延出する導電線の基端部分に、導電線を軸線周りに回転操作するための回転操作部材が連結されている請求項 1 ないし 11 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波切断具。

50

【請求項 13】

上記回転操作部材に、高周波電源コードを接続するための接続端子が配置されている請求項 12 記載の内視鏡用高周波切断具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿通されて経内視鏡的粘膜切除術（EMR）等に用いられる内視鏡用高周波切断具に関する。

【背景技術】

【0002】

経内視鏡的粘膜切除術を行う術式として、切除対象部の粘膜下に生理食塩水等を注射してその部分の粘膜を隆起させ、その根元部分を内視鏡用高周波切断具で水平方向に切断する方法があり、そのような用途に用いられる内視鏡用高周波切断具としては、電気絶縁性の可撓性シースの先端付近の側面部に高周波電極が外面に露出して配置されたものが適している（例えば、特許文献 1）。

【特許文献 1】実公昭 61 - 7694

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

図 6 は、上述のような従来の内視鏡用高周波切断具を用いて経内視鏡的粘膜切除術を行っている状態を示しており、図示されていない内視鏡の処置具挿通チャンネルから突出された可撓性シース 1 の先端部分を内視鏡操作によって水平に移動させることにより、高周波電流が通電された高周波電極 2 によって粘膜の隆起部 100 の根元部分が切断される。

【0004】

ただし、図 6 に示されるように切除対象となる隆起部 100 が高周波電極 2 に比べて大きい場合には一回の操作で隆起部 100 を完全に切断してしまうことはできないので、可撓性シース 1 の位置を元へ戻して少しずつ位置をずらしながら何度も切断操作を行う必要がある。

【0005】

しかし、隆起部 100 を部分的に切断してから可撓性シース 1 を元の位置に戻そうとすると可撓性シース 1 が隆起部 100 にぶつかってしまうので、それを避けて可撓性シース 1 を元の位置に戻すような内視鏡操作を行わなければならない、可撓性シース 1 を次の切断開始位置に正確にセットするのに非常に手間がかかってしまう煩雑さがある。

【0006】

そこで本発明は、粘膜の隆起部を水平に何回にも分けて連続して切断する粘膜切除処置を短時間で容易に行うことができる内視鏡用高周波切断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】

【0007】

上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用高周波切断具は、電気絶縁性の可撓性シースの先端付近の側面部に高周波電極が外面に露出して配置され、可撓性シース内に挿通配置された導電線が高周波電極に導通接続された内視鏡用高周波切断具において、可撓性シースをその先端近傍であって高周波電極より基端寄りの位置において先側シースと基側シースとに分割して、その分割部において先側シースと基側シースとを軸線周りに相対的に回転自在に接続し、基側シースの基端側から導電線を軸線周りに回転させることにより先側シースが基側シースに対して軸線周りに回転するようにしたものである。

【0008】

なお、高周波電極が、先側シースの側面に穿設された一対の透孔の間において外面に露出するように配置された線状体であってもよく、その場合、高周波電極が導電線を延長して形成されていてもよい。

【0009】

10

20

30

40

50

そして、高周波電極が、導電線の延長部分を一对の透孔のうちの先端寄りの透孔から外方に引き出して曲げ戻し、その曲げ戻し部分を基端寄りの透孔から先側シース内に引き込んで形成されていてもよい。

【0010】

また、その場合に、基端寄りの透孔から先側シース内に引き込まれた導電線の延長部分が、基側シース内において導電線の周囲に固着されることなく巻き付けられていてもよい。

【0011】

また、導電線が一本の真っ直ぐな芯線の周囲に複数の素線を撚った撚り線により形成されていて、その芯線を複数の素線の先端から延長させて高周波電極が形成されていてもよく、複数の素線の先端部分が芯線の延長部分の根元部分に機械的にかしめ固定されていてもよい。

【0012】

また、先側シースの高周波電極の裏側にあたる位置又はその位置から基端方向に真っ直ぐに移動した位置に指標が設けられていてもよく、先側シースの基端部分が基側シースの先端部分内に緩く嵌挿されていてもよい。

【0013】

また、先側シースと基側シースとの軸線方向への相対的移動を規制するためのストッパチューブが、先側シースに固定的に被覆されていてもよく、その場合、ストッパチューブに指標が形成されていてもよい。

【0014】

また、操作者が保持するための保持部材が基側シースの基端部分に連結され、基側シースの基端から延出する導電線の基端部分に、導電線を軸線周りに回転操作するための回転操作部材が連結されていてもよく、その場合、回転操作部材に、高周波電源コードを接続するための接続端子が配置されていてもよい。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、可撓性シースをその先端近傍であって高周波電極より基端寄りの位置において先側シースと基側シースとに分割して、その分割部において先側シースと基側シースとを軸線周りに相対的に回転自在に接続し、基側シースの基端側から導電線を軸線周りに回転させることにより先側シースが基側シースに対して軸線周りに回転するようにしたことにより、粘膜の隆起部を一回切断する度に高周波電極の向きを180°程度反転させてすぐに次の切断態勢に入ることができるので、粘膜の隆起部を水平に何回にも分けて連続して切断する粘膜切除処置を短時間で極めて容易に行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

電気絶縁性の可撓性シースの先端付近の側面部に高周波電極が外面に露出して配置され、可撓性シース内に挿通配置された導電線が高周波電極に導通接続された内視鏡用高周波切断具において、可撓性シースをその先端近傍であって高周波電極より基端寄りの位置において先側シースと基側シースとに分割して、その分割部において先側シースと基側シースとを軸線周りに相対的に回転自在に接続し、基側シースの基端側から導電線を軸線周りに回転させることにより先側シースが基側シースに対して軸線周りに回転するようにする。

【実施例】

【0017】

図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図1は内視鏡用高周波切断具を示しており、例えば四フッ化エチレン樹脂チューブ等からなる電気絶縁性の可撓性シース1の先端付近の側面部に高周波電極2が外面に露出して配置され、可撓性シース1内に挿通配置された導電線3が高周波電極2に導通接続されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 8 】

ただし、可撓性シース 1 はその先端近傍であって高周波電極 2 より基端寄りの位置（例えば可撓性シース 1 の先端から 3 ~ 1 0 c m 程度の位置）において先側シース 1 A と基側シース 1 B とに分割されている。

【 0 0 1 9 】

具体的には、基側シース 1 B は例えば外径が 1 . 5 ~ 3 m m 程度で長さが 1 ~ 2 m 程度に形成され、先側シース 1 A は基側シース 1 B の先端部分に緩く嵌合する外径寸法で基側シース 1 B 内に 1 ~ 2 c m 程度差し込まれ、先側シース 1 A が基側シース 1 B に対して軸線周りに相対的に回転自在に接続された状態になっている。

【 0 0 2 0 】

導電線 3 は、この実施例においては一本の真っ直ぐな芯線の周囲に複数の（例えば 5 本又は 6 本の）素線を撚った撚り線により形成されていて、その芯線を複数の素線の先端から延長させて高周波電極 2 が形成され、複数の素線の先端部分 A は芯線の延長部分 3 a の根元部分に機械的にかしめ固定されている。ただし、ロー付け等により固定しても差し支えない。

【 0 0 2 1 】

先側シース 1 A の先端近傍位置の側面には、一对の透孔 4 A , 4 B が長手に間隔をあけて形成されている。そして、導電線 3 の芯線の延長部分 3 a が先端寄りの透孔 4 A から外方に引き出されて曲げ戻されて、その曲げ戻し部分が基端寄りの透孔 4 B から先側シース 1 A 内に引き込まれ、その一对の透孔 4 A , 4 B の間において先側シース 1 A の外面に露出する芯線の延長部分 3 a が線状の高周波電極 2 になっている。

【 0 0 2 2 】

基端寄りの透孔 4 B から先側シース 1 A 内に後方に向けて引き込まれた芯線の延長部分の先端 3 b は、先側シース 1 A 内を通過して基側シース 1 B 内に達していて、基側シース 1 B の先端付近の内側において導電線 3 の周囲に固着されることなく巻き付けられている。このような構成により、導電線 3 の先端部分が実質的に先側シース 1 A に固定された状態になっている。

【 0 0 2 3 】

5 は、先側シース 1 A の外周部に例えば熱収縮によって固定的に被覆されたストッパチューブであり、矢印 S で示されるように基側シース 1 B に対して先側シース 1 A が軸線方向に移動する外力が作用した時に、先側シース 1 A が基側シース 1 B 内に引き込まれてしまわないようにする役割を果たす。先側シース 1 A が基側シース 1 B 内から抜け出さない方向のストッパとしては導電線 3 が機能している。

【 0 0 2 4 】

先側シース 1 A の高周波電極 2 の裏側にあたる位置から基端方向に真っ直ぐに移動した位置には指標が設けられており、この実施例ではその指標がストッパチューブ 5 に形成されている。ただし、それについては後述する図 3 を参照して説明する。

【 0 0 2 5 】

基側シース 1 B の基端部分には操作者が指先で保持するための保持部材 1 0 が連結され、基側シース 1 B の基端から延出する導電線 3 の基端部分には、導電線 3 を軸線周りに回転操作するための回転操作部材 1 1 が連結されていて、回転操作部材 1 1 は、保持部材 1 0 に対して導電線 3 の軸線周りに回転自在に、ただし軸線方向には移動しないように係合している。

【 0 0 2 6 】

保持部材 1 0 と回転操作部材 1 1 とは共に電気絶縁材により形成されており、図示されていない高周波電源コードが接続される接続端子 1 2 が、導電線 3 の基端とつながった状態で回転操作部材 1 1 の後端位置に後方に向けて配置されている。したがって、導電線 3 を介して高周波電極 2 に高周波電流を通電することができる。

【 0 0 2 7 】

このように構成された実施例の内視鏡用高周波切断具においては、操作者が保持部材 1

10

20

30

40

50

0を保持して、矢印Rで示されるように回転操作部材11を軸線周りに回転操作することにより、基側シース1B内で導電線3が軸線周りに回転され、それによって矢印rで示されるように先側シース1Aが基側シース1Bに対して軸線周りに回転し、その結果、高周波電極2が先側シース1Aの軸線周りに回転する。

【0028】

図2ないし図5は、上述の実施例の内視鏡用高周波切断具を用いて粘膜の隆起部100を水平に切断する状態を示しており、可撓性シース1を内視鏡の処置具挿通チャンネル(図示せず)に通したら、回転操作部材11を回転操作して、図2に示されるように、高周波電極2が切断に都合のよい向きになるように先側シース1Aを回転させてから、高周波電極2に高周波電流を通电して、基側シース1Bを振って隆起部100に対する一回目の水平方向切断処置を行う。

10

【0029】

次いで、図3に示されるように、基側シース1Bをそのままの位置から動かさずに、手元側で回転操作部材11を回転操作して、高周波電極2の向きが180°程度反転する向きになるように先側シース1Aを回転させる。

【0030】

なお、このような場合に内視鏡観察によって高周波電極2が見えない向きの時、高周波電極2の裏側位置に形成されている指標6を内視鏡観察によって確認することで、高周波電極2の方向を正確に判断することができる。

【0031】

指標6は、この実施例においては、黒等に着色されたストッパチューブ5の表面を軸線と平行方向に線状に削ぎ落とすことにより形成されているが、その他の手段により形成してもよく、高周波電極2の裏側位置にあたる先側シース1Aの外面に指標6を形成してもよい。

20

【0032】

高周波電極2の向きを180°程度回転させたら、図4に示されるように、可撓性シース1を少し前方に押し進めてから一回目と逆方向に振ることにより、一回目の切断箇所をさらに長く広げる状態に、二回目の水平方向切断処置を行うことができる。

【0033】

そして、手元側で回転操作部材11を回転操作して、図5に示されるように、高周波電極2の向きを180°程度反転させる動作を再度繰り返すことにより、三回目以降の水平方向切断処置も連続的に容易に行うことができる。

30

【0034】

なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、例えば、先側シース1Aと基側シース1Bとを回転自在に接続する接続部材を可撓性シース1とは別部品として設けてもよく、高周波電極2を導電線3と別部品として形成してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図1】本発明の実施例の内視鏡用高周波切断具の全体構成を示す側面断面図である。

【図2】本発明の実施例の内視鏡用高周波切断具による粘膜切断動作を示す略示図である

40

【図3】本発明の実施例の内視鏡用高周波切断具による粘膜切断動作を示す略示図である

【図4】本発明の実施例の内視鏡用高周波切断具による粘膜切断動作を示す略示図である

【図5】本発明の実施例の内視鏡用高周波切断具による粘膜切断動作を示す略示図である

【図6】従来の内視鏡用高周波切断具による粘膜切断動作を示す略示図である。

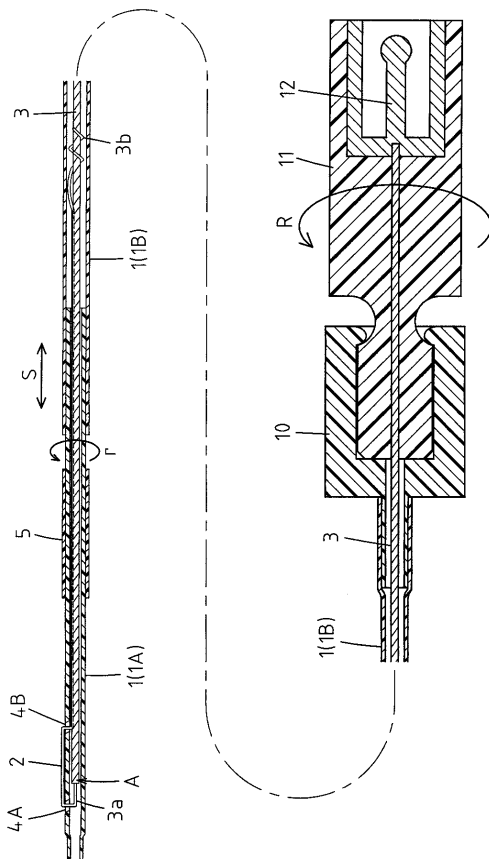
【符号の説明】

【0036】

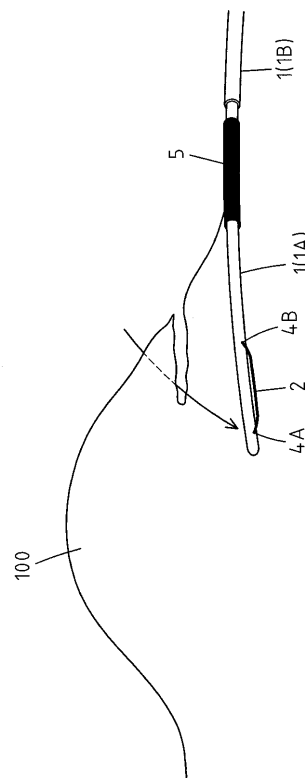
50

- 1 可撓性シース
- 1 A 先側シース
- 1 B 基側シース
- 2 高周波電極
- 3 導電線
- 3 a 芯線の延長部分
- 4 A , 4 B 透孔
- 5 ストップチューブ
- 6 指標
- 1 0 保持部材
- 1 1 回転操作部材
- 1 2 接続端子

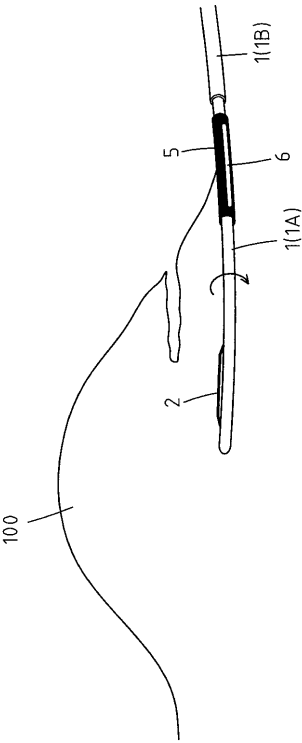
【図 1】



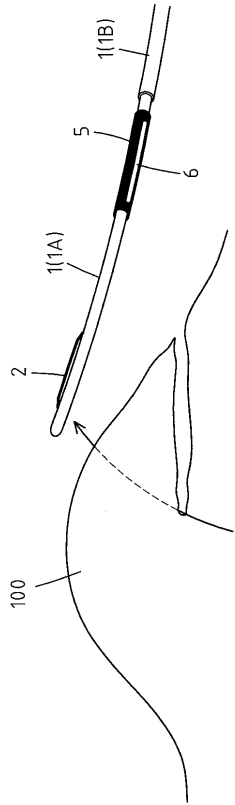
【図 2】



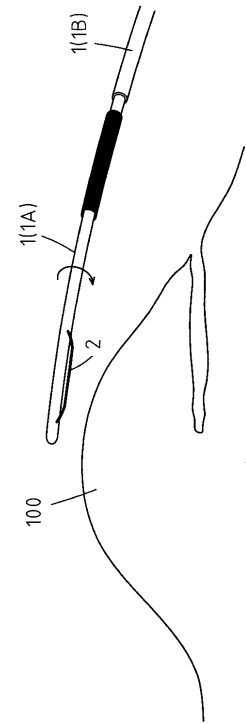
【 図 3 】



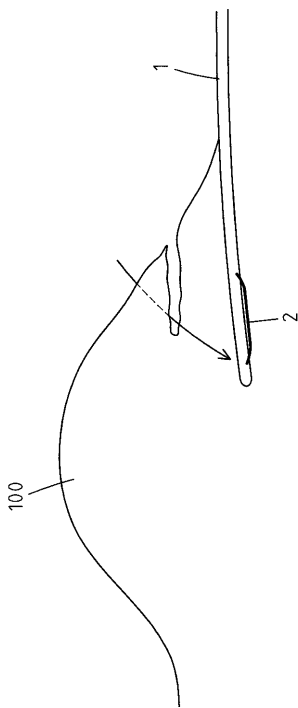
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



专利名称(译)	内视镜用高周波切断具		
公开(公告)号	JP2005334000A	公开(公告)日	2005-12-08
申请号	JP2004152632	申请日	2004-05-24
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	柴田博朗		
发明人	柴田 博朗		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00 A61B17/00 A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B2018/00601 A61B2018/144 A61B2018/1861		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B1/00.300.J A61B1/00.334.D A61B1/00.622 A61B1/018.515 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK18 4C061/HH57 4C061/JJ11 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK18 4C160/KK36 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN09 4C161/HH57 4C161/JJ11		
代理人(译)	三井和彦		
其他公开文献	JP4275004B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于内窥镜的高频切割器械，该器械能够容易地进行粘膜切除手术，其中，将粘膜的隆起部分水平地水平分割并在短时间内连续切割。 解决方案：高频电极2布置在电绝缘柔性护套1尖端附近的侧面，以暴露于外表面，并且插入并布置在柔性护套1中的导线3配备有高频电极2。 在与之电连接的内窥镜用高频切割设备中，柔性护套1在其远端附近并且比高频电极2更靠近近端的位置处被分为远侧护套1A和近侧护套1B。 ，前侧护套1A和基侧护套1B绕着分割部分中的轴线相对可旋转地连接，并且通过使导线3从基侧护套1B的基端侧绕着轴线旋转而使前侧旋转。 使护套1A相对于近侧护套1B绕轴线旋转。 [选型图]图1

