

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4996440号
(P4996440)

(45) 発行日 平成24年8月8日(2012.8.8)

(24) 登録日 平成24年5月18日(2012.5.18)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 17/39 3 1 5

請求項の数 2 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2007-321681 (P2007-321681)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成19年12月13日 (2007.12.13)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2009-142416 (P2009-142416A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成21年7月2日 (2009.7.2)	(74) 代理人	100091317
審査請求日	平成22年8月23日 (2010.8.23)		弁理士 三井 和彦
		(72) 発明者	館林 貴明
			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
		審査官	菅家 裕輔

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される電気絶縁性の可撓性シースが、その先端付近に配置された先端シースとそれより後方に配置された基側シースの二つのシースを軸線周方向に相対的に回転自在であるが軸線方向には相対的に進退できないように接続して構成され、

上記先端シースの最先端面が斜面状に形成されると共に、その斜面が前方斜め上方向に向いた状態のときに上記先端シースの先端近傍の左右に位置する側壁に一对の透孔が形成されて、

導電線からなる高周波電極が上記一对の透孔の間で上記先端シース外に出されて上記先端シースの最先端面に沿って配置され、

上記導電線は、上記先端シースの最先端面に沿う領域の両端において後方に折り曲げられていて、上記一对の透孔を通して上記先端シース内から上記基側シース内に緩く引き通され、

上記導電線を基端側から軸線方向に進退操作することにより上記高周波電極を上記先端シースの先端から前方に向かって突出させることができると共に、上記導電線を基端側から軸線周りに回転操作することにより上記先端シースを上記基側シースに対して軸線周方向に回転させて上記先端シースの最先端面の向きを変えることができるようにしたことを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

【請求項 2】

上記先端シースの最先端面から前方への上記高周波電極の最大突出量を規制するためのストッパが上記可撓性シース内に設けられている請求項 1 記載の内視鏡用高周波処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、内視鏡用高周波処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

体腔内の表面粘膜の隆起部（隆起させた部分を含む）等を高周波焼灼して切開、剥離するための内視鏡用高周波処置具として、従来は、直線状又は曲線状の棒状の高周波電極を可撓性シースの先端から前方に突出配置したものや、内視鏡の先端フードの最先端部分に高周波電極になる導電線を横断的に配置したもの等が用いられている（例えば、特許文献 1、2）。

10

【0003】

しかし、棒状の高周波電極が突出配置された特許文献 1 に記載のものは高周波電極に幅が殆どないので剥離処置が不十分になり、内視鏡の先端フードを横断する高周波電極が設けられた特許文献 2 に記載のものは内視鏡に対する小回りがきかず使い難い等の問題がある。

【0004】

そこで、本願の発明者等は、図 11 に示されるように、先端付近に配置された先端シース 91 とそれより後方に配置された基側シース 92 の二つのシースを相対的に軸線周方向に回転自在に接続して電気絶縁性の可撓性シースを構成し、先端シース 91 の最先端面を斜面状に形成して、その先端面を横断する状態に導電線からなる高周波電極 93 を配置した内視鏡用高周波処置具を創作して先に特許出願してある（特願 2006 - 258317、図 13 等）。

20

【特許文献 1】特開 2002 - 153485

【特許文献 2】特開 2005 - 66140

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

30

図 11 に示される内視鏡用高周波処置具は、経内視鏡的に（即ち、内視鏡の処置具挿通チャンネルを通して）体腔内の表面粘膜の隆起部等を高周波焼灼して切開しつつ剥離処置を行うのに適しており、先端シース 91 を基側シース 92 に対して任意に回転させることができるので、高周波電極 93 の向きを変える際に小回りがきいて使い易い。

【0006】

しかし、図 11 に示される内視鏡用高周波処置具は、高周波電極が小さいため、体腔内の表面粘膜の隆起部等を一気に切除するような処置を行うことができず、そのような処置を行う必要があるときは、何度にも分けて切除処置を行うか、さもなくば切除用の他の高周波処置具と使い分ける必要があり不便であった。

【0007】

40

本発明は、表面粘膜の隆起部等を経内視鏡的に高周波焼灼して切開しつつ剥離処置を行う処置と、一気に切除するような処置の双方を容易に行うことのできる内視鏡用高周波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】

【0008】

上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用高周波処置具は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される電気絶縁性の可撓性シースが、その先端付近に配置された先端シースとそれより後方に配置された基側シースの二つのシースを軸線周方向に相対的に回転自在であるが軸線方向には相対的に進退できないように接続して構成され、先端シースの最先端面が斜面状に形成されると共に、その斜面が前方斜め上方向に向いた状態のときに

50

先端シースの先端近傍の左右に位置する側壁に一对の透孔が形成されて、導電線からなる高周波電極が一对の透孔の間で先端シース外に出されて先端シースの最先端面に沿って配置され、導電線は、先端シースの最先端面に沿う領域の両端において後方に折り曲げられていて、一对の透孔を通して先端シース内から基側シース内に緩く引き通され、導電線を基端側から軸線方向に進退操作することにより高周波電極を先端シースの先端から前方に向かって突出させることができると共に、導電線を基端側から軸線周りに回転操作することにより先端シースを基側シースに対して軸線周り方向に回転させて先端シースの最先端面の向きを変えることができるようにしたものである。

【 0 0 0 9 】

なお、先端シースの最先端面から前方への高周波電極の最大突出量を規制するためのストッパが可撓性シース内に設けられていてもよい。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、導電線が、先端シースの最先端面に沿う領域の両端において後方に折り曲げられていて、先端シースの先端近傍の側壁に形成された一对の透孔を通して先端シース内から基側シース内に軸線方向に進退自在に引き通され、その導電線を基端側から軸線方向に進退操作することにより高周波電極を先端シースの先端から前方に向かって突出させることができると共に、導電線を基端側から軸線周りに回転操作することにより先端シースを基側シースに対して軸線周り方向に回転させて先端シースの最先端面の向きを変えることができるので、表面粘膜の隆起部等を経内視鏡的に高周波焼灼して切開しつつ剥離処置を行う処置と、一気に切除するような処置の双方を容易に行うことができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 1 】

内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される電気絶縁性の可撓性シースが、その先端付近に配置された先端シースとそれより後方に配置された基側シースの二つのシースを軸線周り方向に相対的に回転自在であるが軸線方向には相対的に進退できないように接続して構成され、先端シースの最先端面が斜面状に形成されると共に、その斜面が前方斜め上方に向いた状態のときに先端シースの先端近傍の左右に位置する側壁に一对の透孔が形成されて、導電線からなる高周波電極が一对の透孔の間で先端シース外に出されて先端シースの最先端面に沿って配置され、導電線は、先端シースの最先端面に沿う領域の両端において後方に折り曲げられていて、一对の透孔を通して先端シース内から基側シース内に緩く引き通され、導電線を基端側から軸線方向に進退操作することにより高周波電極を先端シースの先端から前方に向かって突出させることができると共に、導電線を基端側から軸線周りに回転操作することにより先端シースを基側シースに対して軸線周り方向に回転させて先端シースの最先端面の向きを変えることができるようにしたものである。

30

【実施例】

【 0 0 1 2 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図2、図3及び図4は、本発明の第1の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端付近の斜視図、平面断面図、及び側面部分断面図である。

40

【 0 0 1 3 】

各図に示される符号1, 2は、図示されていない内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿脱される、例えば四フッ化エチレン樹脂チューブ等からなる直径が2mm程度の電気絶縁性の可撓性シースである。

【 0 0 1 4 】

そのうち、後方に配置された基側シース1は全長が例えば1~2m程度の長いものであって、その先端側に配置された先端シース2は全長が数cm程度の短いものであり、先端シース2の方が基側シース1より細く形成されている。なお、基側シース1として、金属細線を一定の径で密着巻きして形成されたコイルパイプの外面に電気絶縁性チューブが被覆された構成のもの等を用いることもできる。

50

【 0 0 1 5 】

基側シース 1 と先端シース 2 とは、相対的に軸線周り方向に回転自在であるが相対的に軸線方向に進退はできないように接続されている。3 は、基側シース 1 と先端シース 2 とを接続するための電気絶縁性の硬質プラスチック等からなる接続管であり、接続管 3 の後半部を構成する細径部 3 a は基側シース 1 の先端内に差し込まれてそこに固定されている。

【 0 0 1 6 】

接続管 3 の前半部内には、先端シース 2 の基端部分が軸線周り方向に回転自在であるが軸線方向には進退できないように緩く差し込み接続されている。具体的には、先端シース 2 側の外周面に突出形成された環状突起 4 が、接続管 3 側の内周面の全周に形成された円周溝 5 に係合することにより、その機能が発揮されている。なお、この実施例では環状突起 4 と円周溝 5 の断面形状が三角形であるが円弧状や矩形等であっても差し支えない。

【 0 0 1 7 】

先端シース 2 の最先端面 2 a は斜面状に形成されていて、その最も前方に位置する突端部 2 b 付近には丸みが形成されている。そして、図 4 に示されるように、斜面状に形成されている最先端面 2 a が前方斜め上方向に向いた状態のときに先端シース 2 の先端近傍の左右に位置する側壁に一对の透孔 6 が形成されている。図 5 は、その部分の断面図（図 4 における V - V 断面図）である。

【 0 0 1 8 】

そして、導電線からなる高周波電極 7 が一对の透孔 6 の間で先端シース 2 外に出されて、図 2 ~ 図 4 に示されるように、先端シース 2 の最先端面 2 a に沿って最先端面 2 a を横断する状態に配置されている。

【 0 0 1 9 】

高周波電極 7 を構成する導電線は、先端シース 2 の最先端面 2 a に沿う領域の両端において略直角に後方に折り曲げられ、一对の透孔 6 を通って先端シース 2 内から基側シース 1 内に緩く引き通されている。8 は、可撓性シース 1 , 2 内に位置する導電線である。

【 0 0 2 0 】

なお、透孔 6 は、その部分だけが図 6 に拡大図示されるように、先端シース 2 外から先端シース 2 内に斜め後方に向けて形成されており、その傾斜角度 θ が小さいほど高周波電極 7（導電線 8）がスムーズに透孔 6 を通過することができる。

【 0 0 2 1 】

ただし、傾斜角度 θ をあまり小さく形成すると先端シース 2 に肉薄のいわゆるペラペラな部分が出てしまうので、傾斜角度 θ は $15 \sim 45^\circ$ 程度の範囲にあるのが望ましく、 $20 \sim 35^\circ$ 程度の範囲にあればより好ましい。その結果、透孔 6 の出口開口を図 4 に示されるように外側から見ると、楕円形又は卵形のようにになっている。

【 0 0 2 2 】

また、図 6 に示されるように、透孔 6 の開口縁のうち少なくとも高周波電極 7（導電線 8）が押し付けられる部分 6 a , 6 b は滑らかなアール状に形成されており、それによっても高周波電極 7（導電線 8）がスムーズに透孔 6 を通過することができる。

【 0 0 2 3 】

図 7 は内視鏡用高周波処置具の全体構成を示しており、基側シース 1 の基端は操作部 10 に連結されている。基側シース 1 の基端に連結された操作部本体 11 の手元側端部には固定指掛け 12 が取り付けられ、可動指掛け 13 が操作部本体 11 に対して軸線周り方向に進退操作自在且つ軸線方向に進退操作自在に取り付けられている。

【 0 0 2 4 】

可動指掛け 13 には、導電線 8 の基端が連結固定されると共に、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 14 が配置されており、その接続端子 14 に高周波電源コードを接続することにより、導電線 8 を経由して高周波電極 7 に高周波電流を通電することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

このような構成により、図 7 に矢印 A で示されるように可動指掛け 1 3 を先端方向に移動させる操作を行うと、それにより導電線 8 が先端側へ移動して、図 1 に矢印 Y で示されるように、高周波電極 7 が先端シース 2 の先端から前方に向かって突出する。

【 0 0 2 6 】

したがって、その状態では高周波電極 7 が前後方向に長く伸びた状態になっているので、体腔内の表面粘膜の隆起部等を一気に切除するような処置を容易に行うことができる。

また、可動指掛け 1 3 を固定指掛け 1 2 に引き寄せる方向に移動させる操作を行うと、図 2 に示されるように高周波電極 7 が先端シース 2 の最先端面 2 a に沿う状態に戻るため、表面粘膜の隆起部等を高周波焼灼して切開しつつ剥離を行うような処置を容易に行うことができる。

10

【 0 0 2 7 】

また、図 7 に矢印 B で示されるように可動指掛け 1 3 を軸線周りに回転させる操作を行うと、それにより導電線 8 が軸線周りに回転して、図 1 に矢印 Z で示されるように、先端シース 2 が基側シース 1 に対し軸線周り方向に回転する。したがって、高周波電極 7 の向きを小回りのきく状態で任意に制御して、切開、剥離等の各処置を正確に容易に行うことができる。

【 0 0 2 8 】

図 8 は、本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波処置具を示しており、先端シース 2 からその前方への高周波電極 7 の最大突出量を規制するためのストッパ 9 が基側シース 1 内に設けられている。その他の構成は前述の第 1 の実施例と同じである。

20

【 0 0 2 9 】

ストッパ 9 は、導電線 8 に固定された硬質部材であり、導電線 8 が前方に移動すると、図 9 に示されるようにストッパ 9 が接続管 3 の後端面に当接して、それ以上の前方への移動が規制される。このようにすることにより、先端シース 2 の最先端面 2 a からその前方への高周波電極 7 の過剰突出が規制されて安全性が確保される。なお、ストッパ 9 を先端シース 2 内に配置してもよい。

【 0 0 3 0 】

図 10 は、本発明の第 3 の実施例の内視鏡用高周波処置具を示しており、接続管 3 の外周面の先端近傍の領域 3 b を、先細りの滑らかなテーパ状に形成したものである。その他の構成は第 1 の実施例と同じである。このように構成することにより、内視鏡観察画面において高周波電極 7 が接続管 3 により遮られ難くなって、使い易くなる。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 1 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端付近の斜視図である。

【 図 2 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端付近の斜視図である。

【 図 3 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端付近の平面断面図である。

【 図 4 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分の側面部分断面図である。

【 図 5 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波処置具の図 4 における V - V 断面図である。

40

【 図 6 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波処置具の部分拡大平面断面図である。

【 図 7 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波処置具の全体構成の側面図である。

【 図 8 】 本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端付近の平面部分断面図である。

【 図 9 】 本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端付近の平面部分断面図である。

【 図 10 】 本発明の第 3 の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端付近の平面断面図である。

【 図 11 】 従来の内視鏡用高周波処置具の先端付近の斜視図である。

50

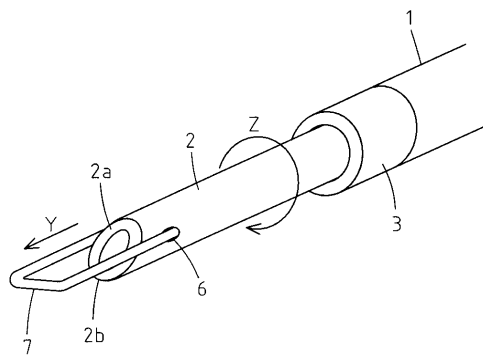
【符号の説明】

【 0 0 3 2 】

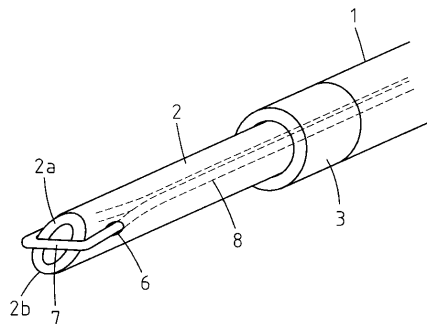
- 1, 2 可撓性シース
- 1 基側シース
- 2 先端シース
- 2 a 最先端面
- 3 接続管
- 6 透孔
- 7 高周波電極
- 8 導電線
- 9 ストップパ
- 10 操作部

10

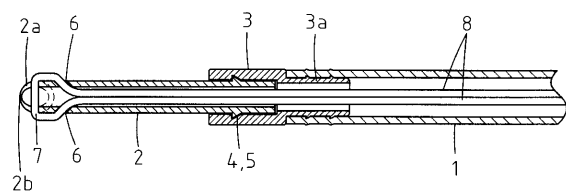
【図 1】



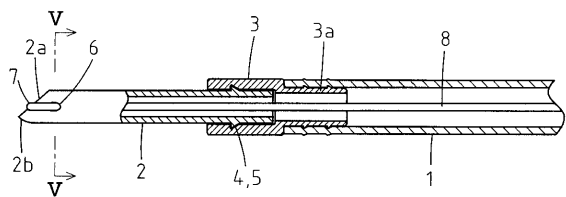
【図 2】



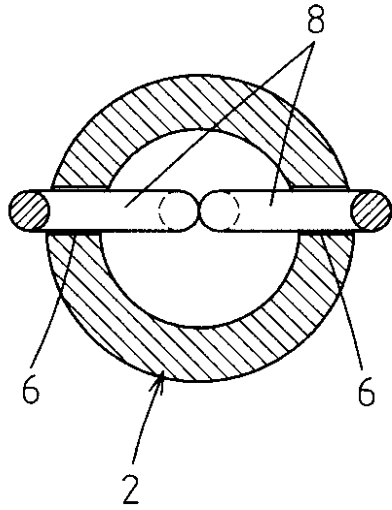
【図 3】



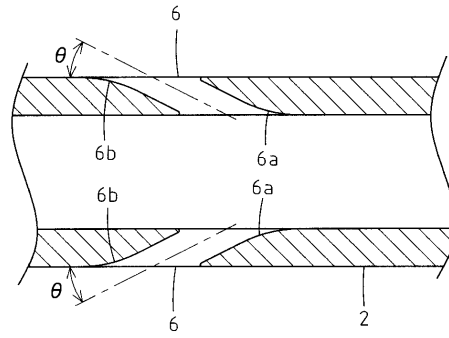
【図 4】



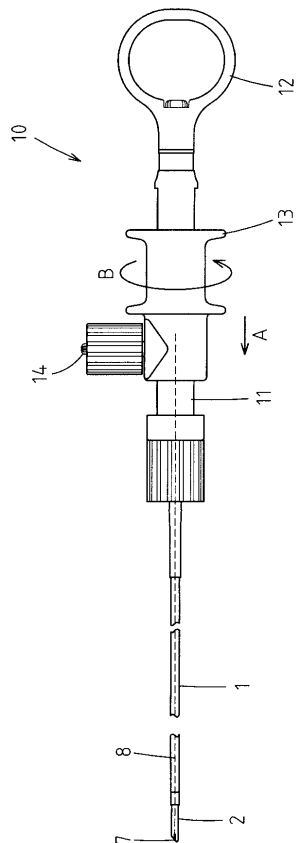
【図 5】



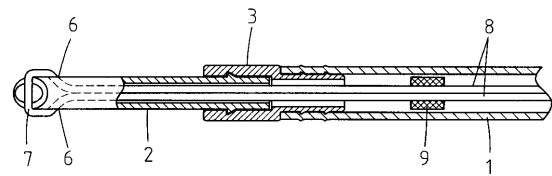
【図 6】



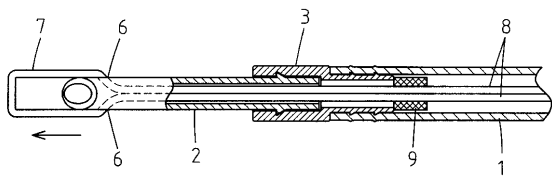
【図 7】



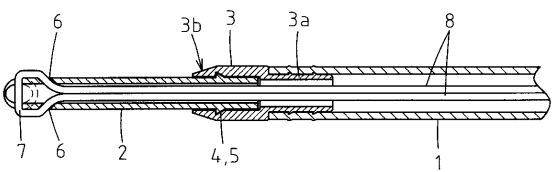
【図 8】



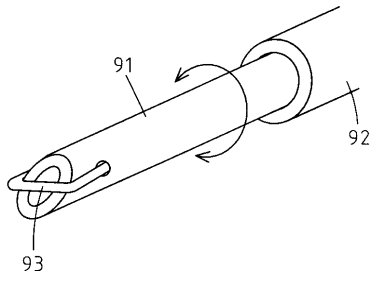
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(56)参考文献 特表 2 0 0 2 - 5 2 6 1 9 1 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 6 6 1 3 8 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 1 3 0 9 5 7 (J P , A)
特開平 1 1 - 2 9 9 8 0 3 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 6 6 1 4 0 (J P , A)

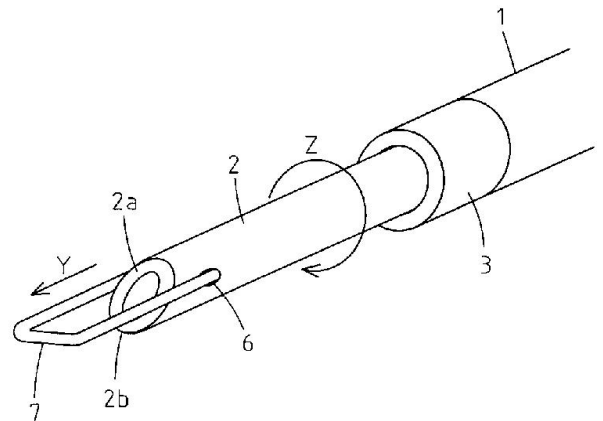
(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 8 / 1 2 - 1 8 / 1 6
A 6 1 B 1 7 / 2 2 1

专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP4996440B2	公开(公告)日	2012-08-08
申请号	JP2007321681	申请日	2007-12-13
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	舘林貴明		
发明人	舘林 貴明		
IPC分类号	A61B18/14		
FI分类号	A61B17/39.315 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK17 4C061/GG15 4C061/HH56 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK17 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C161/GG15 4C161/HH56		
代理人(译)	三井和彦		
审查员(译)	菅谷佑介		
其他公开文献	JP2009142416A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供高频治疗仪，能够容易地执行释放粘膜表面上的肿胀区域的过程，同时用高频波内窥烧灼和切开肿胀区域等。，以及一次切除肿胀区域的过程。
 SOLUTION：导线8沿着远端护套2的最远端面2a的区域的两端向后弯曲，并且通过一对穿过从远端护套2宽松地插入近侧护套1中。在远端护套2的远端附近的侧壁上形成有孔6。通过从基端侧沿轴向向前/向后操作导线8，可以制造高频电极7从远端护套2的远端向前突出。通过从近端侧围绕轴线旋转地操作导线8，远端护套2相对于近端护套1围绕轴线旋转，使得可以改变远端护套2的最远端面2a的方向。



【 図 2 】