

(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2010-179009

(P2010-179009A)

(43) 公開日 平成22年8月19日(2010.8.19)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 18/14 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 7	
	A 6 1 B 17/39 3 2 0	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2009-26880 (P2009-26880)
 (22) 出願日 平成21年2月9日(2009.2.9)

(71) 出願人 000113263
 HOYA株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100091317
 弁理士 三井 和彦
 (72) 発明者 杉田 憲幸
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HO
 YA株式会社内
 Fターム(参考) 4C160 KK03 KK04 KK12 KK13 KK20
 KK36 KL03 MM32 NN01 NN09
 NN14

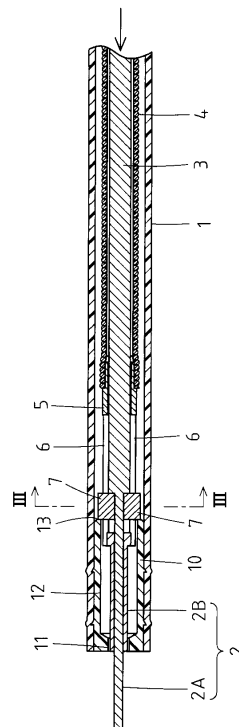
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】電極突出長が無用に長くなりすぎるおそれがなく、外径の細い電極と太い電極とを任意に切り換えて、粘膜切開処置と止血処置等を一つの装置で連続して安全に行うことができる内視鏡用高周波処置具を提供すること。

【解決手段】可撓性シース1の先端から前方に突没自在に配置された導電性の棒状電極2Aと、可撓性シース1の先端からの棒状電極2Aの最大突出長を規制するために可撓性シース1の先端部分に設けられた棒状電極規制ストッパ13と、可撓性シース1の先端から前方に突没自在に棒状電極2Aに緩く被嵌された状態に配置された導電性の筒状電極2Bと、可撓性シース1の先端からの筒状電極2Bの最大突出長を規制するために棒状電極2A側に設けられた筒状電極規制ストッパ7と、が設けられている。

【選択図】 図1



【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の先端から前方に突出する高周波電極が設けられた内視鏡用高周波処置具において、

上記可撓性シースの先端から前方に突没自在に配置された導電性の棒状電極と、

上記棒状電極を上記可撓性シースの基端側からの操作で進退させるために上記可撓性シース内に軸線方向に進退自在に挿通配置された棒状電極駆動部材と、

上記可撓性シースの先端からの上記棒状電極の最大突出長を規制するために上記可撓性シースの先端部分に設けられた棒状電極規制ストッパと、

上記可撓性シースの先端から前方に突没自在に上記棒状電極に緩く被嵌された状態に配置された導電性の筒状電極と、

上記筒状電極を上記可撓性シースの基端側からの操作で進退させるために上記可撓性シース内に軸線方向に進退自在に挿通配置された筒状電極駆動部材と、

上記可撓性シースの先端からの上記筒状電極の最大突出長を規制するために上記棒状電極側に設けられた筒状電極規制ストッパと、

が設けられていることを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

10

【請求項 2】

上記棒状電極の最大突出長が上記筒状電極の最大突出長以下に構成されている請求項 1 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 3】

上記筒状電極と上記筒状電極駆動部材とが筒状連結部材で連結されている請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波処置具。

20

【請求項 4】

上記棒状電極の基端部付近にその側方に突出する突起部が設けられると共に、上記突起部が通過するスリットが上記筒状連結部材に形成されていて、上記突起部が上記棒状電極規制ストッパに当接することで、上記棒状電極の最大突出長が規制される請求項 3 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 5】

上記筒状電極の突出長が、上記棒状電極側の上記突起部に対する上記スリット部分の移動可能範囲により規制され、上記突起部が上記筒状電極規制ストッパになっている請求項 4 記載の内視鏡用高周波処置具。

30

【請求項 6】

上記可撓性シースの先端に口金状部材が取り付けられていて、上記棒状電極規制ストッパが上記口金状部材に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処置具。

【請求項 7】

上記口金状部材が電気絶縁材で形成されている請求項 6 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 8】

上記口金状部材には、先端側に上記筒状電極が緩く通過する電極通過孔が形成されると共に、それより基端寄りの部分には上記筒状連結部材が緩く挿脱される連結部材挿脱孔が形成されていて、上記口金状部材の後端面が上記棒状電極規制ストッパになっている請求項 6 又は 7 記載の内視鏡用高周波処置具。

40

【請求項 9】

上記棒状電極駆動部材が導電性のある操作ワイヤであり、上記筒状電極駆動部材が上記操作ワイヤに緩く被嵌された管状部材である請求項 3 ないし 8 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 10】

上記棒状電極と上記筒状電極との間が電氣的に絶縁されると共に、上記筒状連結部材に形成されている上記スリット内で上記突起部が最も後退した状態の時だけ上記突起部と上記筒状連結部材とを電氣的に導通させて上記棒状電極と上記筒状電極とを電氣的に導通させる接点部が設けられている請求項 9 記載の内視鏡用高周波処置具。

50

【請求項 1 1】

上記筒状電極駆動部材が電気絶縁性チューブで形成されている請求項 1 0 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 1 2】

上記筒状電極の先端に側方に突出する導電性のフック状導電チップが形成されている請求項 1 0 又は 1 1 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 1 3】

上記筒状電極がその進退範囲の後端位置まで退避した状態では、上記フック状導電チップが上記可撓性シースの先端内に没入するように配置されている請求項 1 2 記載の内視鏡用高周波処置具。

10

【請求項 1 4】

上記棒状電極駆動部材と上記筒状電極駆動部材を各々独立して進退操作するための棒状電極操作部材と筒状電極操作部材とが、上記可撓性シースの基端側に設けられている請求項 1 ないし 1 3 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 1 5】

上記棒状電極操作部材と上記筒状電極操作部材とが、上記可撓性シースの基端部に連結された操作部に各々独立してスライド操作自在に設けられている請求項 1 4 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 1 6】

高周波電源コード接続端子が上記棒状電極操作部材のみに配置されていて、上記棒状電極と上記筒状電極の両電極と上記高周波電源コード接続端子との間が、共に上記操作ワイヤを経由して電氣的に接続される請求項 1 4 又は 1 5 記載の内視鏡用高周波処置具。

20

【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】

内視鏡用高周波処置具として、体内粘膜の切開等を行うために、棒状又はニードル状の高周波電極が可撓性シースの先端から前方に突出配置されたものが広く用いられている（例えば、特許文献 1、2）。

30

【0003】

そのような内視鏡用高周波処置具に用いられる切開用の高周波電極としては、高い電流密度を必要とすることから、径の細いものが適している。したがって、低い電流密度により出血部位を凝固して止血等を行うためには電極径が細すぎ、止血用には切開用より径の太い高周波電極を備えた別の内視鏡用高周波処置具を用いる必要がある。

【0004】

そのため、切開と止血の処置を行うためには二つの処置具を内視鏡の処置具挿通チャンネルに通し直す必要があり、切開と止血の処置を交互に繰り返す必要がある場合には、その度に処置具の挿脱を行う必要があるためその操作が極めて煩雑なものになってしまう。

40

【0005】

そこで、高周波電極の外径の大きさを可変にすることが考えられる。そのような構成に近い構成を持った内視鏡用高周波処置具として、円筒状に形成された筒状の高周波電極内に棒状電極が軸線方向に進退可能に配置されて、手元側からの操作により棒状電極を筒状電極の先端から突没させることができるようにしたものがある（特許文献 3）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 1 1 3 0 1 6

【特許文献 2】特開 2 0 0 2 - 1 5 3 4 8 4

50

【特許文献3】特開2008-386

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献3に記載された発明は、高周波電極の太さを可変にすることが目的ではなく、高周波電極の長さを可変にして、粘膜面の切開処置と、それより長い電極突出長が必要な剥離処置（即ち、粘膜下層切断処置）等を一つの内視鏡用高周波処置具で行うことができるようにすることを目的としている。

【0008】

その結果、特許文献3に記載された発明では、粘膜面の切開処置を行う場合（即ち、電極突出長が短い場合）に筒状電極内に棒状電極が没入された状態になるので、電極の外径がある程度以上に大きくなって切れ味が悪くなってしまふ。また、切開処置の最中に棒状電極が筒状電極の先端から飛び出し、電極長が必要以上に長くなって切開不要な深部まで切開してしまうおそれもある。

10

【0009】

本発明は、電極突出長が無用に長くなりすぎのおそれがなく、外径の細い電極と太い電極とを任意に切り換えて、粘膜切開処置と止血処置等を一つの装置で連続して安全に行うことが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】

【0010】

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の先端から前方に突出する高周波電極が設けられた内視鏡用高周波処置具において、可撓性シースの先端から前方に突没自在に配置された導電性の棒状電極と、棒状電極を可撓性シースの基端側からの操作で進退させるために可撓性シース内に軸線方向に進退自在に挿通配置された棒状電極駆動部材と、可撓性シースの先端からの棒状電極の最大突出長を規制するために可撓性シースの先端部分に設けられた棒状電極規制ストッパと、可撓性シースの先端から前方に突没自在に棒状電極に緩く被嵌された状態に配置された導電性の筒状電極と、筒状電極を可撓性シースの基端側からの操作で進退させるために可撓性シース内に軸線方向に進退自在に挿通配置された筒状電極駆動部材と、可撓性シースの先端からの筒状電極の最大突出長を規制するために棒状電極側に設けられた筒状電極規制ストッパと、が設けられているものであり、棒状電極の最大突出長が筒状電極の最大突出長以下に構成されていると安全に使用することができる。

20

30

【0011】

なお、筒状電極と筒状電極駆動部材とが筒状連結部材で連結されていてもよく、棒状電極の基端部付近にその側方に突出する突起部が設けられると共に、突起部が通過するスリットが筒状連結部材に形成されていて、突起部が棒状電極規制ストッパに当接することで、棒状電極の最大突出長が規制されるようになっていると構造がシンプルになる。

【0012】

そして、筒状電極の突出長が、棒状電極側の突起部に対するスリット部分の移動可能範囲により規制され、突起部が筒状電極規制ストッパになっていると、シンプルな構造でスムーズな動作が得られる。

40

【0013】

また、可撓性シースの先端に口金状部材が取り付けられていて、棒状電極規制ストッパが口金状部材に形成されていてよく、その口金状部材が電気絶縁材で形成されていてよい。

【0014】

そして、口金状部材には、先端側に筒状電極が緩く通過する電極通過孔が形成されると共に、それより基端寄りの部分には筒状連結部材が緩く挿脱される連結部材挿脱孔が形成されていて、口金状部材の後端面が棒状電極規制ストッパになっていてもよい。

50

【0015】

また、棒状電極駆動部材が導電性のある操作ワイヤであって、筒状電極駆動部材が操作ワイヤに緩く被嵌された管状部材であってもよく、棒状電極と筒状電極との間が電氣的に絶縁されると共に、筒状連結部材に形成されているスリット内で突起部が最も後退した状態の時だけ突起部と筒状連結部材とを電氣的に導通させて棒状電極と筒状電極とを電氣的に導通させる接点部が設けられていてもよい。

【0016】

その場合、筒状電極駆動部材が電気絶縁性チューブで形成されていてもよく、筒状電極の先端に側方に突出する導電性のフック状導電チップが形成されていてもよい。そして、筒状電極がその進退範囲の後端位置まで退避した状態では、フック状導電チップが可撓性シースの先端内に没入するように配置されていてもよい。

10

【0017】

なお、棒状電極駆動部材と筒状電極駆動部材を各々独立して進退操作するための棒状電極操作部材と筒状電極操作部材とが、可撓性シースの基端側に設けられていてもよく、棒状電極操作部材と筒状電極操作部材とが、可撓性シースの基端部に連結された操作部に各々独立してスライド操作自在に設けられていてもよい。

【0018】

また、高周波電源コード接続端子が棒状電極操作部材のみに配置されていて、棒状電極と筒状電極の両電極と高周波電源コード接続端子との間が、共に操作ワイヤを経由して電氣的に接続されるようにしてもよい。

20

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、可撓性シースの先端からの棒状電極の最大突出長を規制するための棒状電極規制ストッパが可撓性シースの先端部分に設けられると共に、棒状電極に緩く被嵌された筒状電極の最大突出長を規制するための筒状電極規制ストッパが棒状電極側に設けられていることにより、電極突出長が無用に長くなりすぎのおそれがなく、外径の細い電極と太い電極とを任意に切り換えて、粘膜切開処置と止血処置等を一つの装置で連続して安全に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

30

【図1】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端部分の側面断面図である。

【図2】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端部分の部分分解斜視図である。

【図3】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の図1におけるIII-III断面図である。

【図4】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において棒状電極が突出した状態の部分斜視図である。

【図5】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において筒状電極が突出した状態の部分斜視図である。

40

【図6】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の全体構成を示す側面断面図である。

【図7】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において電極が可撓性シース内に没入した状態の先端部分の側面断面図である。

【図8】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において棒状電極が突出した状態の先端部分の側面断面図である。

【図9】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において筒状電極が突出した状態の先端部分の側面断面図である。

【図10】本発明の第2の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において筒状電極が突出した状態の先端部分の側面断面図である。

50

【図 1 1】本発明の第 2 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において筒状電極が突出した状態の先端部分の斜視図である。

【図 1 2】本発明の第 2 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において筒状電極の先端から棒状電極の先端が突出した状態の側面断面図である。

【図 1 3】本発明の第 2 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において電極が可撓性シース内に没入した状態の先端部分の側面断面図である。

【図 1 4】本発明の第 2 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において棒状電極が突出した状態の先端部分の側面断面図である。

【図 1 5】本発明の第 2 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具におけるフック状導電チップの変形例を示す斜視図である。

【図 1 6】本発明の第 2 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具におけるフック状導電チップの他の変形例を示す斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図 1 は本発明の第 1 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端部分を示している。

1 は、図示されていない内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される例えば四フック化工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であり、その先端から前方に突出する高周波電極 2 が設けられている。可撓性シース 1 の直径は例えば 2 mm 程度、長さは例えば 50 cm ~ 2 m 程度である。

【0022】

電極 2 は、可撓性シース 1 の先端から前方に突没自在に配置された導電性の棒状電極 2 A と、棒状電極 2 A に緩く被嵌されて可撓性シース 1 の先端から前方に突没自在に配置された導電性の筒状電極 2 B とを備えている。

【0023】

棒状電極 2 A と筒状電極 2 B とは軸線方向に相対的に独立して進退自在であり、棒状電極 2 A の直径は例えば 0.2 ~ 0.4 mm 程度、筒状電極 2 B の直径は例えば 0.5 ~ 0.8 mm 程度である。

【0024】

可撓性シース 1 の軸線位置には、棒状電極 2 A を可撓性シース 1 の基端側からの操作で進退させるための可撓性の導電性を有する操作ワイヤ 3 (棒状電極駆動部材) が軸線方向に進退自在に挿通配置されている。

【0025】

操作ワイヤ 3 としては、例えば複数のステンレス鋼線材を一本に撚り合わせた撚り線が用いられていて、その撚り線の芯線だけを前方に延長させて棒状電極 2 A が形成されている。ただし、操作ワイヤ 3 とは別部材で形成された棒状電極 2 A を操作ワイヤ 3 の先端に連結しても差し支えない。

【0026】

4 は、筒状電極 2 B を可撓性シース 1 の基端側からの操作で進退させるために可撓性シース 1 内に軸線方向に進退自在に挿通配置された可撓性管状操作部材 (筒状電極駆動部材) である。

【0027】

可撓性管状操作部材 4 は、例えばステンレス鋼線材を一定の径でパイプ状に巻いて形成された密着巻きコイルパイプ等により形成されていて、可撓性管状操作部材 4 が操作ワイヤ 3 に緩く被嵌された状態になっている。

【0028】

可撓性管状操作部材 4 と筒状電極 2 B は、例えばステンレス鋼管等のような剛性のある導電性金属材料からなる筒状連結部材 5 で一体的に連結されている。その部分を分解して図示する図 2 に示されるように、筒状連結部材 5 には、180°対称位置に二つのスリット 6 が各々軸線と平行方向に形成されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

各スリット 6 は、筒状連結部材 5 の先端側において前方に開放された形状に形成されている。ただし、筒状電極 2 B の基端が筒状連結部材 5 の先端開口内に嵌め込まれてそこに溶接等で一体的に強固に固着されている。

【 0 0 3 0 】

図 1 に戻って、可撓性シース 1 の先端には電気絶縁材からなる略円筒状の口金状部材 1 0 が取り付けられている。口金状部材 1 0 は、可撓性シース 1 の先端に内挿された状態で可撓性シース 1 に強固に固着されている。

【 0 0 3 1 】

口金状部材 1 0 の先端近傍部分には筒状電極 2 B が緩く通過する電極通過孔 1 1 が軸線位置に形成され、それより基端寄りの部分（即ち、後方側の部分）には、筒状連結部材 5 が緩く挿脱される内側空間 1 2（連結部材挿脱孔）が電極通過孔 1 1 と真っ直ぐに連通して形成されている。

10

【 0 0 3 2 】

そのような口金状部材 1 0 の後端面が、可撓性シース 1 の先端からその前方への棒状電極 2 A の最大突出長を規制するための棒状電極規制ストッパ 1 3 になっている。ただし、棒状電極規制ストッパ 1 3 が口金状部材 1 0 の他の部分に形成されていてもよく、口金状部材 1 0 以外の部分（例えば可撓性シース 1 自体）に棒状電極規制ストッパ 1 3 が形成されていてもよい。

【 0 0 3 3 】

図 1 及び図 2 に示されるように、棒状電極 2 A の基端部付近（即ち、操作ワイヤ 3 の先端部付近）には、その側方に突出する導電金属製の突起部 7 が固着されている。突起部 7 は 1 8 0 ° 対称の 2 方向に突出している。なお、この実施例では突起部 7 が電気絶縁材であってもよい。

20

【 0 0 3 4 】

可撓性管状操作部材 4 内に操作ワイヤ 3 が挿通配置された状態では、図 1 における III - III 断面を図示する図 3 にも示されるように、操作ワイヤ 3 側の突起部 7 が筒状連結部材 5 のスリット 6 内を通過して筒状連結部材 5 の外側まで突出している。

【 0 0 3 5 】

その結果、図 1 に示されるように、操作ワイヤ 3 を先端方向に前進させていくと、突起部 7 が棒状電極規制ストッパ 1 3 に当接することにより、棒状電極 2 A がそれ以上前方に進めなくなる。このようにして、可撓性シース 1 の先端からの棒状電極 2 A の最大突出長が規制されている。

30

【 0 0 3 6 】

操作ワイヤ 3 に緩く被嵌されている可撓性管状操作部材 4 が操作ワイヤ 3 に対し軸線方向に相対的に進退すると、図 4 及び図 5 に示されるように、突起部 7 に対して筒状連結部材 5 が軸線方向に進退し、同時に棒状電極 2 A に対して筒状電極 2 B が軸線方向に進退する。

【 0 0 3 7 】

そのような進退動作の範囲は、棒状電極 2 A 側の突起部 7 に対する筒状連結部材 5 側のスリット 6 部分の相対的な移動可能範囲により規制される。したがって、可撓性シース 1 の先端からの筒状電極 2 B の最大突出長は、突起部 7 が口金状部材 1 0 の棒状電極規制ストッパ 1 3 に当接した状態において、図 5 に示されるようにスリット 6 の後端が突起部 7 に当接した時に規制される。

40

【 0 0 3 8 】

このようにして、棒状電極 2 A 側に設けられた突起部 7 が、可撓性シース 1 の先端からの筒状電極 2 B の最大突出長を規制するための筒状電極規制ストッパになっている、本実施例においては、棒状電極 2 A の最大突出長が筒状電極 2 B の最大突出長と同長（例えば 1 . 5 ~ 3 mm 程度）に設定されている。ただし、棒状電極 2 A の最大突出長が筒状電極 2 B の最大突出長以下になるように構成されていけばよい。

50

【0039】

なお、この実施例においては、棒状電極2Aと筒状電極2Bとが常に電氣的に導通している。そのような導通状態は、操作ワイヤ3と可撓性管状操作部材4との接触、筒状連結部材5と突起部7との接触、及び棒状電極2Aと筒状電極2Bとの接触など各部において行われる。その結果、操作ワイヤ3に高周波電流が通電されると、その高周波電流が棒状電極2Aに通電されると同時に、筒状電極2Bにも通電された状態になる。

【0040】

図6は内視鏡用高周波処置具の全体構成を示しており、可撓性シース1の基端側に配置された操作部30には、可撓性シース1の基端部に連結された操作部本体31に軸線方向に細長くガイドスリットが32が形成されている。

10

【0041】

そして、ガイドスリット32には、棒状電極2Aと筒状電極2Bを各々独立して進退操作するための棒状電極操作部材33と筒状電極操作部材34とが、各々独立して軸線方向にスライド操作自在に係合して設けられている。棒状電極操作部材33には操作ワイヤ3の基端が連結され、筒状電極操作部材34には可撓性管状操作部材4の基端が連結されている。

【0042】

また、高周波電源コード接続端子35が棒状電極操作部材33のみに配置されていて、高周波電源コード接続端子35と両電極2（棒状電極2Aと筒状電極2B）との間が、共に操作ワイヤ3を経由して電氣的に接続されている。

20

【0043】

このように構成された内視鏡用高周波処置具が、使用に際して内視鏡の処置具挿通チャンネルに通される時は、図7に示されるように、棒状電極2Aと筒状電極2Bが共に可撓性シース1の先端内に没入した状態にされる。このようにするには、操作ワイヤ3を操作部30側から牽引操作すればよい。

【0044】

そして、粘膜切開処置等を行う場合には、図8に示されるように、操作ワイヤ3のみを操作部30側から押し込み操作して、棒状電極規制ストッパ13に突起部7を当接させることにより、棒状電極2Aが最大突出長まで可撓性シース1の先端から突出される（図4参照）。

30

【0045】

その結果、可撓性シース1の先端からの棒状電極2Aの突出長が意に反して無用に長くなるようなことなく一定になって、棒状電極2Aに高周波電流を通電して粘膜面を適正に焼灼して切開することができ、粘膜切開処置を安全かつ円滑に行うことができる。

【0046】

また、体内における止血処置等を行う場合には、図9に示されるように、可撓性管状操作部材4を操作部30側から押し込み操作して、棒状電極規制ストッパ13に当接している突起部7にスリット6の後端部を当接させる（図5参照）ことにより、筒状電極2Bを最大突出長まで可撓性シース1の先端から突出させる。

【0047】

その結果、可撓性シース1の先端からの棒状電極2Aの突出長が常に一定になり、棒状電極2Aの先端が筒状電極2Bの先端から突出しない状態で、筒状電極2Bに高周波電流を通電して、一つの内視鏡用高周波処置具で粘膜切開処置と止血処置等を安全かつ円滑に行うことができる。

40

【0048】

このようにして、可撓性シース1の先端から突出して露出する電極2として、外径の細い棒状電極2Aと太い筒状電極2Bとを任意に切り換えて、粘膜切開処置と止血処置等を一つの装置で連続して安全に行うことができる。

【0049】

図10は、本発明の第2の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端部分を示しており

50

、棒状電極 2 A と筒状電極 2 B との間が電氣的に絶縁されている。棒状電極 2 A と筒状電極 2 B との間を電氣的に絶縁するために、棒状電極 2 A と筒状電極 2 B との間の嵌合面、筒状連結部材 5 と操作ワイヤ 3 及び突起部 7 との接触面等が絶縁コーティング等で電気絶縁されている。可撓性管状操作部材 4 は電気絶縁性チューブで形成されている。

【 0 0 5 0 】

ただし、突起部 7 の後端面とスリット 6 の後端壁面とに互いが接触したときに電氣的に導通するように、そこに接点部（即ち、無コーティング部）が設けられている。その結果、図 1 0 に示されるように、筒状連結部材 5 に形成されているスリット 6 内で突起部 7 が最も後退して棒状電極 2 A の先端が筒状電極 2 B の先端から突出していない状態の時だけ、操作ワイヤ 3 と筒状電極 2 B とが電氣的に導通する。

10

【 0 0 5 1 】

また筒状電極 2 B の先端には、図 1 1 にも示されるように、粘膜に引っかけて引っ張ることができる導電性のフック状導電チップ 1 6 が側方に突出して形成されている。この実施例では、フック状導電チップ 1 6 が筒状電極 2 B の先端に溶接等で取り付けられているが、フック状導電チップ 1 6 を筒状電極 2 B と一体に形成してもよい。

【 0 0 5 2 】

口金状部材 1 0 は可撓性シース 1 の先端内の少し潜った位置に設けられていて、可撓性シース 1 の最先端部の内側の空間 1 7 にフック状導電チップ 1 6 を格納することができるようになっている。その他の構成は前述の第 1 の実施例と同じである。

【 0 0 5 3 】

その結果、図 1 2 に示されるように、棒状電極 2 A の先端が筒状電極 2 B の先端から少しでも突出した状態では、筒状電極 2 B とフック状導電チップ 1 6 に高周波電流が通電されないので、安全に使用することができる。

20

【 0 0 5 4 】

そして、操作ワイヤ 3 を操作部 3 0 側から牽引操作すれば、図 1 3 に示されるように、棒状電極 2 A と筒状電極 2 B が共に可撓性シース 1 内に没入してフック状導電チップ 1 6 が可撓性シース 1 の先端内の空間 1 7 に収納される。

【 0 0 5 5 】

また、その状態から操作ワイヤ 3 を操作部 3 0 側から押し込み操作すれば、図 1 4 に示されるように、棒状電極 2 A だけが可撓性シース 1 の先端から突出して、第 1 の実施例と同様に安全な突出長で粘膜切開処置を行うことができる。

30

【 0 0 5 6 】

なお、フック状導電チップ 1 6 の形状は、例えば図 1 5 及び図 1 6 に二つの変形例が示されるように、円板状又は複数方向に突起が形成された形状等、用途や手技等に応じてどのような形状であっても差し支えない。

【 符号の説明 】

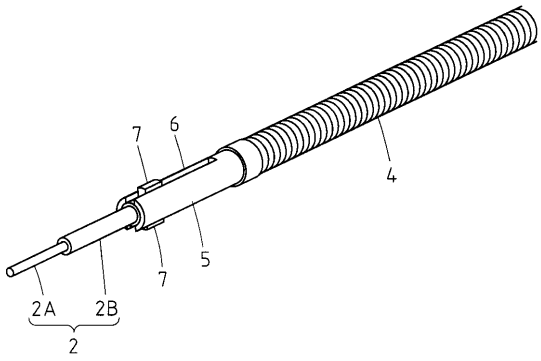
【 0 0 5 7 】

- 1 可撓性シース
- 2 電極
- 2 A 棒状電極
- 2 B 筒状電極
- 3 操作ワイヤ（棒状電極駆動部材）
- 4 可撓性管状操作部材（筒状電極駆動部材）
- 5 筒状連結部材
- 6 スリット
- 7 突起部（筒状電極規制ストッパ）
- 1 0 口金状部材
- 1 1 電極通過孔
- 1 2 内側空間（連結部材挿脱孔）
- 1 3 棒状電極規制ストッパ

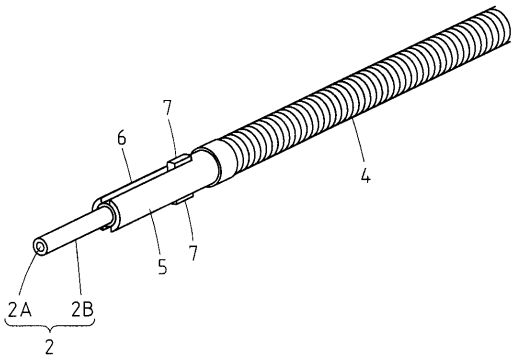
40

50

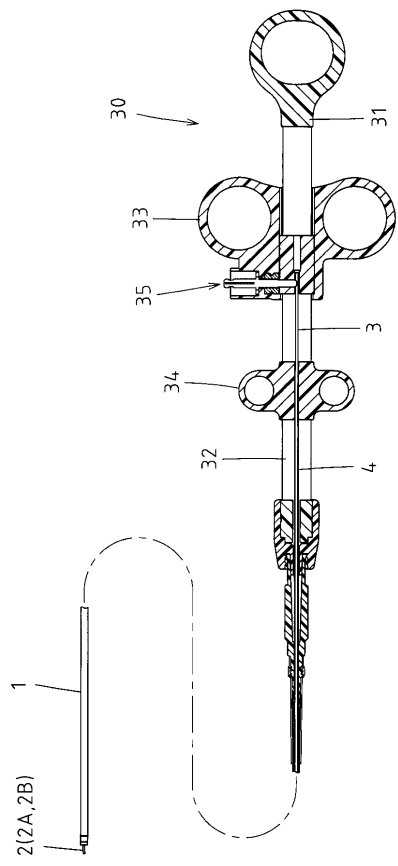
【 図 4 】



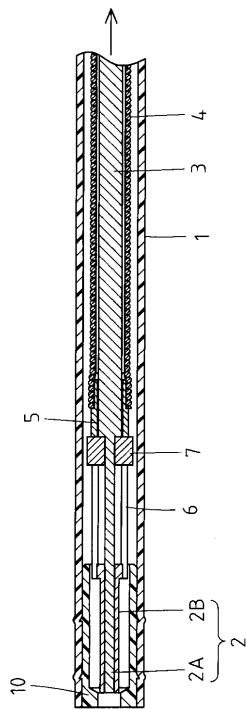
【 図 5 】



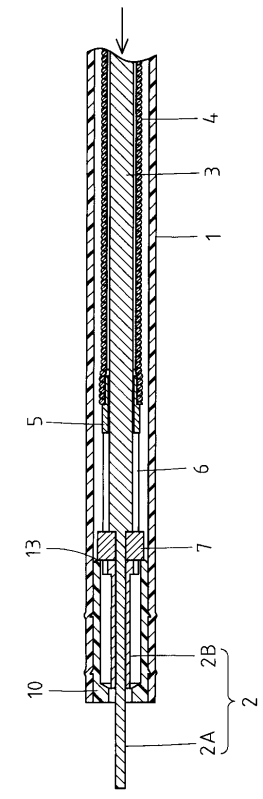
【 図 6 】



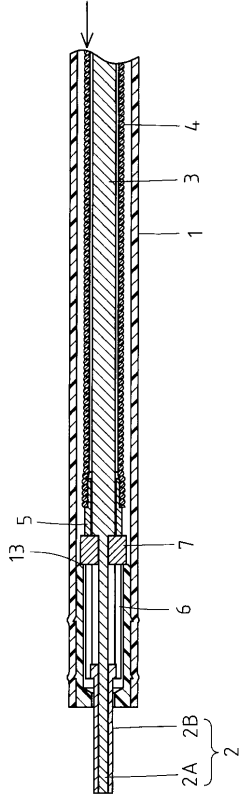
【 図 7 】



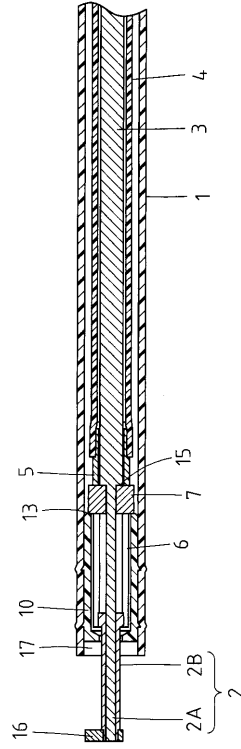
【 図 8 】



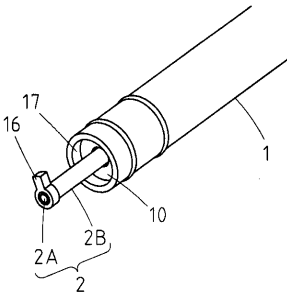
【 図 9 】



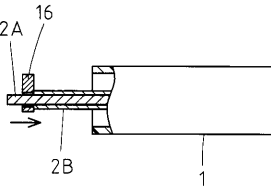
【 図 10 】



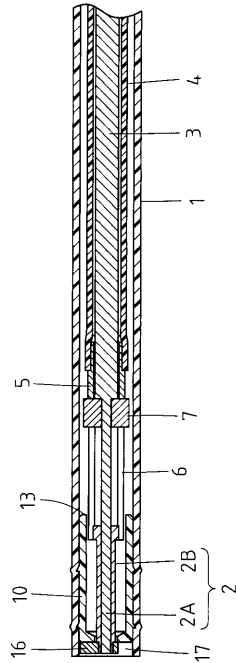
【 図 11 】



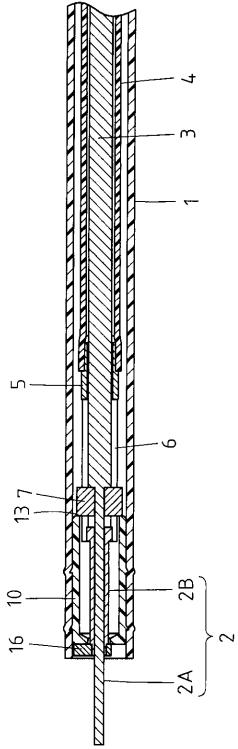
【 図 12 】



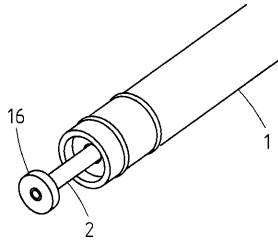
【 図 13 】



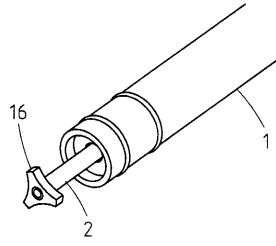
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP2010179009A	公开(公告)日	2010-08-19
申请号	JP2009026880	申请日	2009-02-09
[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		
[标]发明人	杉田 憲幸		
发明人	杉田 憲幸		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/14		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B17/39.317 A61B17/39.320 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK12 4C160/KK13 4C160/KK20 4C160/KK36 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN09 4C160/NN14		
代理人(译)	三井和彦		
其他公开文献	JP5601776B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过在具有小外径的电极和具有大直径的电极之间任意切换，而不必担心电极突出长度不必要地过长，从而能够通过一个装置连续且安全地进行粘膜切口治疗和止血治疗。提供一种能够执行内窥镜的高频治疗仪。 解决方案：控制导电棒状电极2A，使其从柔性护套1的尖端向前和向后突出，以及棒状电极2A从柔性护套1的尖端最大伸出的长度。设置在挠性护套1的末端部分的杆状电极调节止动件13和被布置为宽松地装配到杆状电极2A以从挠性护套1的末端向前和向后突出的导电电极。设置有管状电极2B和设置在棒状电极2A侧的管状电极限制栓7，以限制管状电极2B从挠性护套1的前端突出的最大长度。 [选型图]图1

