

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4745673号  
(P4745673)

(45) 発行日 平成23年8月10日(2011.8.10)

(24) 登録日 平成23年5月20日(2011.5.20)

(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 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 4 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2005-25798 (P2005-25798)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成17年2月2日(2005.2.2)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2006-212109 (P2006-212109A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成18年8月17日(2006.8.17)	(74) 代理人	100091317
審査請求日	平成20年1月11日(2008.1.11)		弁理士 三井 和彦
		(72) 発明者	河原 祥朗
			岡山県津山市上河原115-3
		(72) 発明者	柴田 博朗
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号
			ベントックス株式会社内
		審査官	井上 哲男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波切開具

(57) 【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開具において、

上記可撓性シースが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され、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が軸線周りに相対的に回転自在に接続されて、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構成されると共に、

上記導電線の先端と上記高周波電極とが上記先側シース内において機械的及び電氣的につながっており、

上記導電線の先端部分付近が上記先側シースに固定されて、上記高周波電極が破断しても上記先側シースが上記導電線から分離されないようにしたことを特徴とする内視鏡用高周波切開具。

【請求項2】

上記導電線の先端部分付近に固定された固定部材が上記先側シース内に圧入固定されていることにより、上記導電線が上記先側シースに固定されている請求項1記載の内視鏡用高周波切開具。

【請求項3】

上記固定部材に、側面から軸線位置に達する溝が軸線と平行方向に全長にわたって形成されていて、その溝内に上記導電線が挿通固定されている請求項 2 記載の内視鏡用高周波切開具。

【請求項 4】

上記高周波電極が上記導電線を形成する素線の一部を延長して上記先側シースの先端付近で後方に曲げ戻して形成され、その後方に向かう部分が上記溝内を通過して上記固定部材の後側に延出している請求項 3 記載の内視鏡用高周波切開具。

【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開具に関する。

【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開具で水平方向に切開して剥離する方法があり、そのような用途に用いられる内視鏡用高周波切開具としては、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 7 は、上述のような従来の内視鏡用高周波切開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振ることにより、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 の根元部分が切開される。

【0004】

ただし、図 7 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 を完全に切開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開操作を行う必要がある。

【0005】

しかし、隆起部 100 を部分的に切開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 を次の切開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開する粘膜切除処置を短時間で容易に行うことができ、しかも高周波電極が破断した場合でも構造上の安全性の高い内視鏡用高周波切開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開具は、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開具において、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構成すると共に、導電線の先

10

20

30

40

50

端部分付近を先側シースに固定して、高周波電極が破断しても先側シースが導電線から分離されないようにしたものである。

【0008】

なお、導電線の先端部分付近に固定された固定部材が先側シース内に圧入固定されていることにより、導電線が先側シースに固定されていてもよく、その場合、固定部材に、側面から軸線位置に達する溝が軸線と平行方向に全長にわたって形成されていて、その溝内に導電線が挿通固定されていてもよい。

【0009】

また、高周波電極が導電線を形成する素線の一部を延長して先側シースの先端付近で後方に曲げ戻して形成され、その後方に向かう部分が溝内を通して固定部材の後側に延出しているもよい。

10

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、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開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開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開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、しかも、導電線の先端部分付近を先側シースに固定したことにより、高周波電極が破断しても先側シースが導電線から分離されないの

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

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開具において、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構成すると共に、導電線の先端部分付近を先側シースに固定して、高周波電極が破断しても先側シースが導電線から分離されないようにする。

30

【実施例】

【0012】

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開具の先端部分の側面断面図、図2は平面図であり、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。

【0013】

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3～10cm程度の位置）において先側シース1Aと基側シース1Bとに分割されている。

40

【0014】

具体的には、基側シース1Bは例えば外径が1.5～3mm程度で長さが1～2m程度に形成され、先側シース1Aは基側シース1Bの先端部分に緩く嵌合する外径寸法で基側シース1B内に1～2cm程度差し込まれ、先側シース1Aが基側シース1B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。

【0015】

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が形成されている。導電線3を形成する撚り線の先端部分付近

50

には、導電線 3 がほつれて径方向に膨らむのを防止するための被覆チューブ 6 が被覆されている。なお、芯線以外の素線を延長して高周波電極 2 にしてもよい。

【 0 0 1 6 】

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 1 7 】

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 3 c 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、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。

【 0 0 1 8 】

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、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。

【 0 0 1 9 】

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 7 が設けられており、この実施例ではその指標 7 がストッパチューブ 5 に形成されている。

【 0 0 2 0 】

先側シース 1 A 内に位置する導電線 3 の外周部分と先側シース 1 A の内周部分との間（厳密には、被覆チューブ 6 の外周部分と先側シース 1 A の内周部分との間）には、図 1 における III - III 断面を図示する図 3 に示されるように、導電線 3 と先側シース 1 A とを固定するための固定部材 8 が配置されている。

【 0 0 2 1 】

固定部材 8 は、単体の状態を図示する図 4 に示されるように、外径が先側シース 1 A の内径寸法とほぼ同寸法の円柱状部材 8 a の先端付近の部分 8 b が段付き状に先側シース 1 A の内径寸法よりやや太い外径に形成されている。なお、固定部材 8 は金属製又は非金属製のどちらであってもよい。

【 0 0 2 2 】

また固定部材 8 には、側面から軸線位置に達する溝 8 c が軸線と平行方向に全長にわたって形成されていて、その溝 8 c 内には、図 5 に示されるように被覆チューブ 6 が被覆された状態の導電線 3 が挿通され、矢印 A で示されるように溝 8 c の幅を狭める方向にプレスがかけられて、導電線 3 が溝 8 c 内にかしめ固定されている。

【 0 0 2 3 】

そのようにして導電線 3 が挿通固定された固定部材 8 は、図 1 及び図 3 に示されるように、先寄りの外径の太い部分 8 b が先側シース 1 A 内に後方から圧入されて先側シース 1 A に対して固定され、その結果、固定部材 8 を介して導電線 3 の先端部分付近が先側シース 1 A に固定された状態になっている。

【 0 0 2 4 】

また、導電線 3 の芯線を延長して先側シース 1 A の先端付近で後方に曲げ戻して形成された高周波電極 2 の、シース 1 内で後方に向かう部分 3 c が、固定部材 8 の溝 8 c 内を通過して固定部材 8 の後側に延出している。

【 0 0 2 5 】

基側シース 1 B の基端部分には操作者が導電線 3 を軸線周りに回転操作することができる操作部（図示せず）が連結されており、図示されていない高周波電源コードを操作部に接続することにより、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

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 2 6 】

このように構成された実施例の内視鏡用高周波切開具においては、操作者が保持部材 10 を保持して、図 1 及び図 2 に矢印 R で示されるように導電線 3 を軸線周りに回転操作することにより、矢印 r で示されるように先側シース 1 A が基側シース 1 B に対して軸線周りに回転し、その結果、高周波電極 2 がシース 1 の軸線周りに回転する。

【 0 0 2 7 】

このような構成により、例えば粘膜の隆起部を水平に何回にも分けて切開する高周波切開処置を行う場合等には、高周波電流を通电しながら可撓性シース 1 を振って高周波電極 2 で粘膜の隆起部を切開したら、高周波電極 2 の向きを 180° 反転させることにより、切開位置をずらして即座に次の切開態勢をとることができ、複数回の切開作業を短時間で極めて容易に行うことができる。

10

【 0 0 2 8 】

そして、先側シース 1 A が導電線 3 に対して固定されているので、図 6 に示されるように、体内での処置中に高周波電極 2 が破断したような場合でも、先側シース 1 A が体内に脱落する恐れがなく、構造上高い安全性が確保されている。

【 0 0 2 9 】

なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、例えば固定部材 8 の構造及び形状等は各種の態様をとることができ、要は先側シース 1 A と導電線 3 とを固定するものであればよい。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 0 】

【 図 1 】 本発明の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の側面断面図である。

【 図 2 】 本発明の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分の平面図である。

【 図 3 】 本発明の実施例の内視鏡用高周波切開具の図 1 における III - III 断面図である。

【 図 4 】 本発明の実施例の内視鏡用高周波切開具の固定部材の単体斜視図である。

【 図 5 】 本発明の実施例の内視鏡用高周波切開具の固定部材に導電線が挿通固定された状態の断面図である。

【 図 6 】 本発明の実施例の内視鏡用高周波切開具の高周波電極が破断した状態の側面断面図である。

30

【 図 7 】 従来の内視鏡用高周波切開具による粘膜切開動作を示す略示図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 3 1 】

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 , 3 b , 3 c 芯線の延長部分

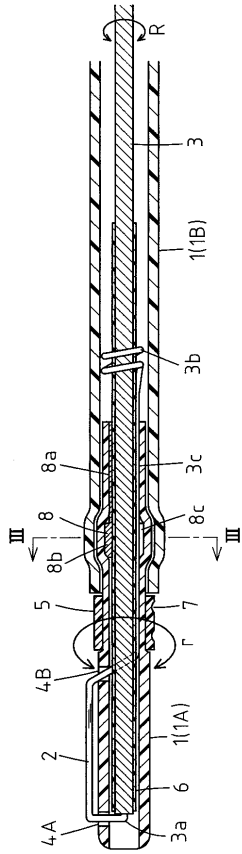
4 A , 4 B 透孔

8 固定部材

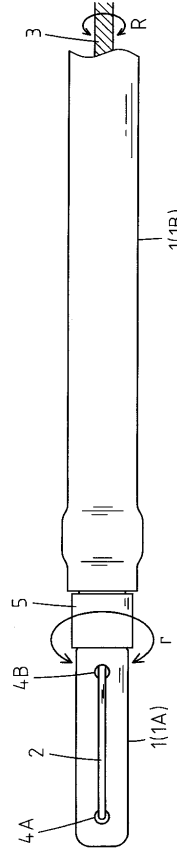
8 c 溝

40

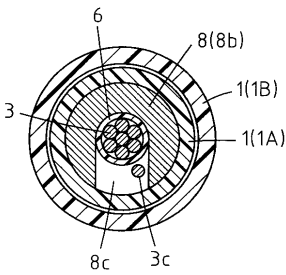
【 図 1 】



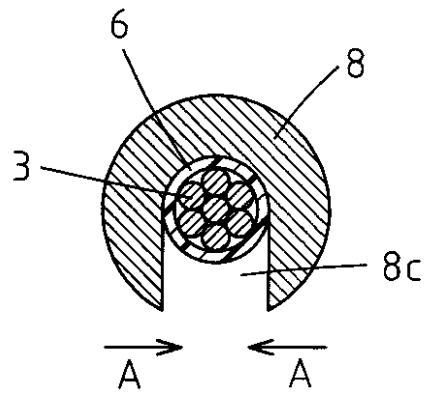
【 図 2 】



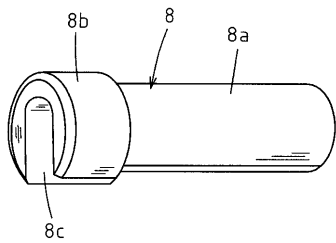
【 図 3 】



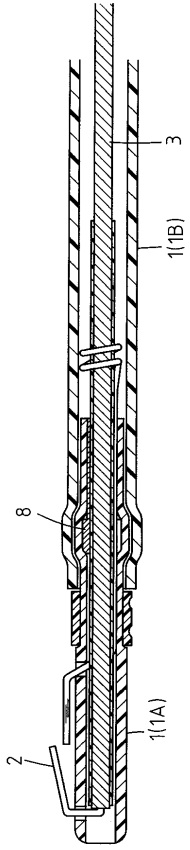
【 図 5 】



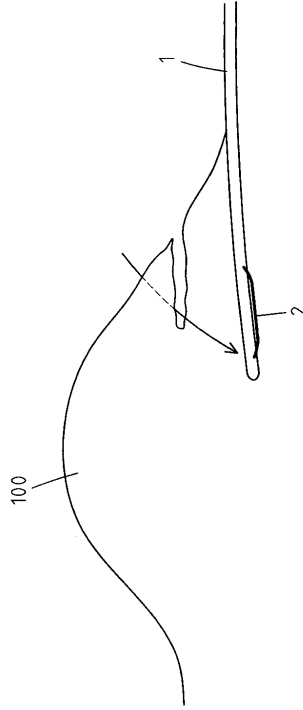
【 図 4 】



【図6】



【図7】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平09 - 285472 (JP, A)  
特開2004 - 073582 (JP, A)  
特開2001 - 079017 (JP, A)  
特開2000 - 116657 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 18/12