

(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2005-204768

(P2005-204768A)

(43) 公開日 平成17年8月4日(2005.8.4)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 18/14

F I

A61B 17/39 317

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2004-12664 (P2004-12664)

(22) 出願日 平成16年1月21日 (2004.1.21)

(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 大内 輝雄

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 KK06 KK09 KK13 KK20

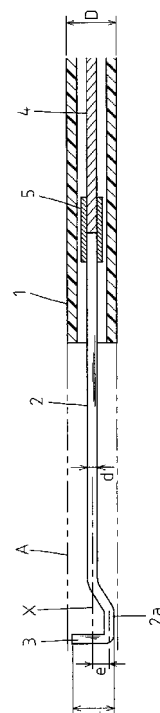
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波切開具

(57) 【要約】

【課題】導電性ロッドの最先端部分を側方に折り曲げて形成された高周波電極を筋状繊維組織に差し込んで、導電性ロッドをシース側に引っ張ったときに、高周波電極が回転せず筋状繊維組織を安定して正しい状態に切開することができる内視鏡用高周波切開具を提供すること。

【解決手段】導電性ロッド2の先端近傍2aを、その部分2aがシース1の外縁の延長面Aから突出しない範囲において側方に偏位する形状に形成すると共に、その最先端部分を、シース1の外縁の延長面Aから突出しないように導電性ロッド2の軸線Xの延長線をまたいでその両側に位置するように側方に折り曲げて高周波電極3を形成した。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電気絶縁性のシースの先端に、上記シースの基端側からの操作により上記シースの先端内から突没する導電性ロッドが設けられると共に、上記導電性ロッドの最先端部分を側方に折り曲げて高周波電極が形成された内視鏡用高周波切開具において、

上記導電性ロッドの先端近傍を、その部分が上記シースの外縁の延長面から突出しない範囲において側方に偏位する形状に形成すると共に、その最先端部分を、上記シースの外縁の延長面から突出しないように上記導電性ロッドの軸線の延長線をまたいでその両側に位置するように側方に折り曲げて上記高周波電極を形成したことを特徴とする内視鏡用高周波切開具。

10

【請求項 2】

上記導電性ロッドの軸線方向から見て、上記高周波電極の全長が、上記シースの外径寸法と略同じ寸法に形成されている請求項 1 記載の内視鏡用高周波切開具。

【請求項 3】

上記導電性ロッドの先端近傍の側方への偏位量が上記導電性ロッドの半径より大きい請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波切開具。

【請求項 4】

上記導電性ロッドの先端近傍の側方への偏位量が、上記シースの半径から上記導電性ロッドの半径を差し引いた寸法に略等しい請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波切開具。

【請求項 5】

上記シース内に、軸線方向に進退自在に導電性の操作ワイヤが挿通配置されていて、その操作ワイヤの先端部分に上記導電性ロッドが連結されている請求項 1、2、3 又は 4 記載の内視鏡用高周波切開具。

20

【請求項 6】

上記シース内に、軸線方向に進退自在に導電性の操作ワイヤが挿通配置されていて、その操作ワイヤの先端近傍部分によって上記導電性ロッドの一部又は全部が形成されている請求項 1、2、3 又は 4 記載の内視鏡用高周波切開具。

【請求項 7】

上記導電性ロッドが上記シースの先端部分において径方向に偏位するのを規制するための径方向位置決め手段が、上記導電性ロッド自体に形成されている請求項 1、2、3、4、5 又は 6 記載の内視鏡用高周波切開具。

30

【請求項 8】

上記導電性ロッドが上記シースの先端部分において径方向に偏位するのを規制するための径方向位置決め手段が、上記導電性ロッドと上記操作ワイヤとを連結する連結部材により形成されている請求項 5 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通されて、筋状繊維組織の切開等に用いられる内視鏡用高周波切開具に関する。

40

【背景技術】

【0002】

体内の粘膜下組織等の切開をするために用いられる内視鏡用高周波切開具には各種のタイプがあるが、電気絶縁性のシースの先端内から突没する導電性ロッドの最先端部分を側方に折り曲げて高周波電極を形成したものが、使いやすくて優れている（例えば、特許文献 1、2）。

【特許文献 1】特開 2002 - 153484、図 4

【特許文献 2】特開平 6 - 292685、図 1 (a)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 3 】

図 8 は、前述のように、シース 1 の先端内から突没する導電性ロッド 2 の最先端部分を単純に側方に折り曲げて高周波電極 3 が形成された内視鏡用高周波切開具の先端部分を、内視鏡 5 0 の処置具挿通チャンネル 5 1 から突出させて、筋状繊維組織 1 0 0 を切開する状態を示している。

【 0 0 0 4 】

その場合、筋状繊維組織 1 0 0 内に高周波電極 3 を差し込んで、高周波電流を通電しながら導電性ロッド 2 をシース 1 側に引っ張って筋状繊維組織 1 0 0 を切開しようとする、筋状繊維組織 1 0 0 から高周波電極 3 に加わる不均一な抵抗力等により、高周波電極 3 が導電性ロッド 2 の軸線 X を中心に回動して高周波電極 3 の向きが変わってしまい、筋状繊維組織 1 0 0 を正しく切開できない場合がある。

10

【 0 0 0 5 】

そこで本発明は、導電性ロッドの最先端部分を側方に折り曲げて形成された高周波電極を筋状繊維組織に差し込んで、導電性ロッドをシース側に引っ張ったときに、高周波電極が回動せず筋状繊維組織を安定して正しい状態に切開することができる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】

【 0 0 0 6 】

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、電気絶縁性のシースの先端に、シースの基端側からの操作によりシースの先端内から突没する導電性ロッドが設けられると共に、導電性ロッドの最先端部分を側方に折り曲げて高周波電極が形成された内視鏡用高周波切開具において、導電性ロッドの先端近傍を、その部分がシースの外縁の延長面から突出しない範囲において側方に偏位する形状に形成すると共に、その最先端部分を、シースの外縁の延長面から突出しないように導電性ロッドの軸線の延長線をまたいでその両側に位置するように側方に折り曲げて高周波電極を形成したものである。

20

【 0 0 0 7 】

なお、導電性ロッドの軸線方向から見て、高周波電極の全長がシースの外径寸法と略同じ寸法に形成されていると、切開長を無理のない範囲で長く形成することができる。

そして、導電性ロッドの先端近傍の側方への偏位量が導電性ロッドの半径より大きいとよく、導電性ロッドの先端近傍の側方への偏位量が、シースの半径から導電性ロッドの半径を差し引いた寸法に略等しいのが最も望ましい。

30

【 0 0 0 8 】

また、シース内に、軸線方向に進退自在に導電性の操作ワイヤが挿通配置されていて、その操作ワイヤの先端部分に導電性ロッドが連結されていてよく、或いは、シース内に、軸線方向に進退自在に導電性の操作ワイヤが挿通配置されていて、その操作ワイヤの先端近傍部分によって導電性ロッドの一部又は全部が形成されていてよい。

【 0 0 0 9 】

そして、導電性ロッドがシースの先端部分において径方向に偏位するのを規制するための径方向位置決め手段が、導電性ロッド自体に形成されていてよく、導電性ロッドと操作ワイヤとを連結する連結部材により形成されていてよい。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、高周波電極が、導電性ロッドの最先端部分をシースの外縁の延長面から突出しないように導電性ロッドの軸線の延長線をまたいでその両側に位置するように側方に折り曲げて形成されているので、高周波電極を筋状繊維組織に差し込んで導電性ロッドをシース側に引っ張ったときに、筋状繊維組織から高周波電流に不均一な抵抗力等が作用しても高周波電極が回動せず、筋状繊維組織を安定して正しい状態に切開することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 1 】

50

導電性ロッドの先端近傍を、その部分がシースの外縁の延長面から突出しない範囲において、シースの半径から導電性ロッドの半径を差し引いた寸法に略等しい寸法だけ側方に偏位する形状に形成すると共に、その最先端部分を、シースの外縁の延長面から突出しないように導電性ロッドの軸線の延長線をまたいでその両側に位置するように側方に折り曲げて高周波電極を形成する。

【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は本発明の第1の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分を示しており、例えば四フッ化エチレン樹脂チューブ等のような電気絶縁性のある可撓性チューブからなるシース1内に、導電性のある操作ワイヤ4が軸線方向に進退自在に全長にわたって挿通配置されている。

10

【0013】

操作ワイヤ4の先端には、ステンレス鋼パイプ材等からなる接続パイプ5を介して、例えばステンレス鋼棒等からなる導電性ロッド2がシース1の先端から突没自在にシース1の先端部分の軸線位置に配置されている。

【0014】

導電性ロッド2は、その先端近傍において側方に偏位する状態に曲げられている。図1において2aがその偏位部であり、その偏位量eは、シース1の半径D/2から導電性ロッド2の半径d/2を差し引いた寸法に略等しい(即ち、 $e = (D - d) / 2$)程度に設定するのが最も効果的である。ただし、偏位量eが少なくとも導電性ロッド2の半径d/2より大きい(即ち、 $e > d / 2$)程度に設定されていれば後述する非回転効果を得ることができる。

20

【0015】

そして、導電性ロッド2の最先端部分には、導電性ロッド2自体を偏位部2aから側方に(即ち、導電性ロッド2の軸線Xの方向に対して略直角に)折り曲げて、高周波電極3が形成されている。

【0016】

偏位部2aに対する高周波電極3の折り曲げ方向は導電性ロッド2に対する偏位部2aの折り曲げ方向と反対方向であり、したがって高周波電極3は導電性ロッド2の軸線Xの延長線をまたいでその両側に位置する状態になっている。

30

【0017】

なお、高周波電極3の全長Lは、導電性ロッド2の軸線X方向から見てシース1の外径寸法Dと略同じ寸法に設定されている。即ち $L = D$ である。ただし、高周波電極3及び偏位部2aは共に、シース1の外縁の延長面Aより外方に突出しないように寸法形状が設定されている。したがって、厳密には $L < D$ である。

【0018】

図示されていないシース1の基端側には、操作ワイヤ4を進退操作するための操作部が連結されていて、導電性ロッド2を遠隔操作によってシース1の先端内に突没させることができ、操作部側から操作ワイヤ4と導電性ロッド2を介して高周波電極3に任意に高周波電流を通電することができる。

40

【0019】

図2は、操作ワイヤ4が操作部側に牽引されて導電性ロッド2がシース1の先端内に引き込まれた状態を示しており、導電性ロッド2の偏位部2aがシース1の先端口元に当接する寸前(又は当接する)状態になっている。

【0020】

内視鏡用高周波切開具は、この状態で内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱されるが、高周波電極3及び偏位部2aが共にシース1の外縁の延長面Aより外方に突出しないので、処置具挿通チャンネルに引っ掛かりなくスムーズに挿脱することができる。

【0021】

50

図 3 は、上述のように構成された第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具を用いて筋状繊維組織 100 を切開する状態を示しており、シース 1 の先端部分が、内視鏡 50 の処置具挿通チャンネル 51 から突出して観察窓 52 からの観察範囲内に位置している。

【0022】

そして、高周波電極 3 が筋状繊維組織 100 内に差し込まれ、高周波電流を通电しながら導電性ロッド 2 をシース 1 側に引っ張ることにより、筋状繊維組織 100 を切開することができる。

【0023】

その際に、高周波電極 3 が導電性ロッド 2 の軸線 X をまたいでその両側に位置する構成になっていることにより、筋状繊維組織 100 から高周波電極 3 に不均一な抵抗力等が作用しても、高周波電極 3 が導電性ロッド 2 の軸線 X を中心に回動しないので、筋状繊維組織 100 を安定した状態で所望の正確な向きに切開することができる。

【0024】

図 4 は、本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分を示しており、操作ワイヤ 4 が第 1 の実施例に比べて先端方向に延長されて、その先端近傍部分が導電性ロッド 2 として機能している。

【0025】

そして、先端に高周波電極 3 が形成された L 字状の導電棒部材 2' が、操作ワイヤ 4 の先端部分と並列に並べて配置されてロー付け又は溶接等によって固着連結され、高周波電極 3 が導電性ロッド 2 の軸線 X の延長線をまたいだ状態になっている。

【0026】

図 5 は、本発明の第 3 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分を示しており、接続パイプ 5 が第 1 の実施例と比べて太く形成されて、シース 1 の内径寸法に対してガタつきのない程度になっている。その他は第 1 の実施例と同様である。

【0027】

その結果、導電性ロッド 2 がシース 1 の先端部分に対して径方向に偏位するのが規制されてほぼシース 1 の軸線位置に安定して位置することができ、接続パイプ 5 が導電性ロッド 2 の径方向位置決め手段を兼ねている。

【0028】

このように導電性ロッド 2 の径方向位置決め手段を設けることにより、シース 1 の先端に対する高周波電極 3 の径方向位置が安定して処置具挿通チャンネル 51 への挿脱や筋状繊維組織 100 の切開を安定して行うことができる。

【0029】

図 6 は、本発明の第 4 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分を示しており、導電性ロッド 2 の基端寄りの位置を波状に曲げることにより、導電性ロッド 2 がシース 1 の先端部分に対して径方向に偏位するのを規制する径方向位置決め手段 6 を形成したものである。その他は第 1 の実施例と同様である。

【0030】

図 7 は、本発明の第 5 の実施例の内視鏡用高周波切開具の先端部分を示しており、操作ワイヤ 4 の先端を前方に延長して、その延長部分により導電性ロッド 2 と高周波電極 3 を形成したものであり、第 4 の実施例と同様の径方向位置決め手段 6 も形成されている。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図 1】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具の導電性ロッドがシース先端から突出した状態の先端部分の側面断面図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具の導電性ロッドが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 3】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波切開具により筋状繊維組織を切開している状態の略示図である。

【図 4】本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波切開具の導電性ロッドがシース内に没入

10

20

30

40

50

した状態の先端部分の側面断面図である。

【図 5】本発明の第 3 の実施例の内視鏡用高周波切開具の導電性ロッドが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 6】本発明の第 4 の実施例の内視鏡用高周波切開具の導電性ロッドが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 7】本発明の第 5 の実施例の内視鏡用高周波切開具の導電性ロッドが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】従来の内視鏡用高周波切開具により筋状繊維組織を切開している状態の略示図である。

【符号の説明】

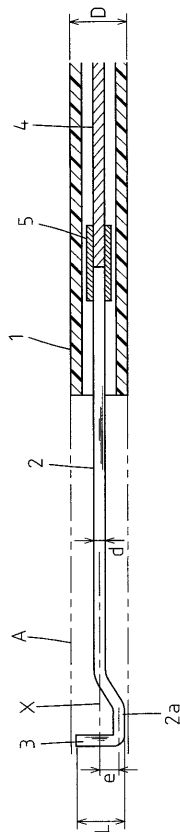
10

【 0 0 3 2 】

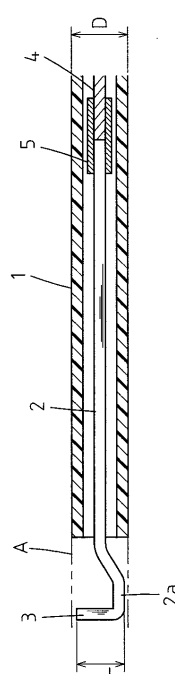
- 1 シース
- 2 導電性ロッド
- 2 a 偏位部
- 3 高周波電極
- 4 操作ワイヤ
- 6 径方向位置決め手段
- A シースの外縁の延長面
- D シースの直径
- L 高周波電極の全長
- X 導電性ロッドの軸線
- d 導電性ロッドの直径
- e 導電性ロッドの偏位部の側方への偏位量

20

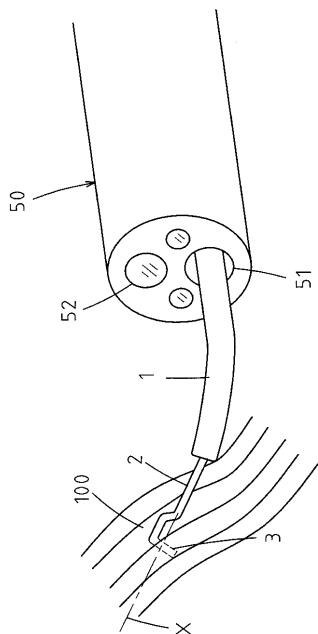
【図 1】



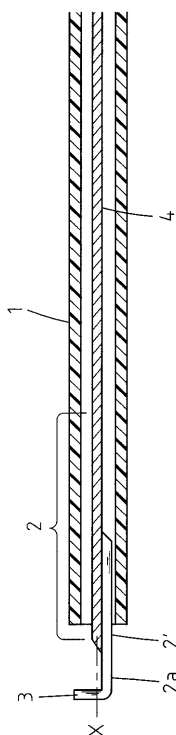
【図 2】



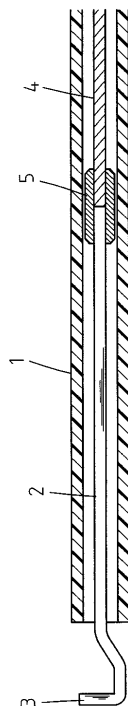
【 図 3 】



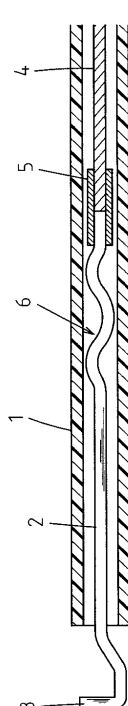
【 図 4 】



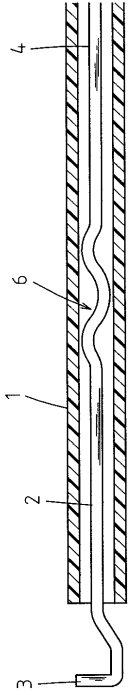
【 図 5 】



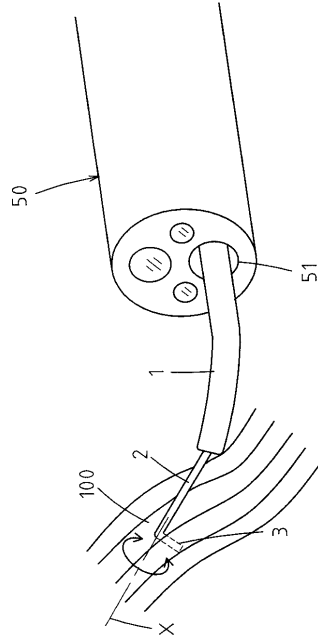
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	内视镜用高周波切开具		
公开(公告)号	JP2005204768A	公开(公告)日	2005-08-04
申请号	JP2004012664	申请日	2004-01-21
[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	大内輝雄		
发明人	大内 輝雄		
IPC分类号	A61B18/14		
FI分类号	A61B17/39.317 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK13 4C060/KK20 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK12 4C160/KK36 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN09		
代理人(译)	三井和彦		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：将通过横向弯曲导电棒的末端部分而形成的高频电极插入到条纹状纤维组织中，然后将导电棒拉向鞘侧，以使高频电极不会旋转而变成肌肉。要解决的问题：提供一种用于内窥镜的高频切口器械，其能够以正确的状态稳定地切开纤维组织。解决方案：导电棒2的尖端附近2a形成为在部分2a不从护套1的外边缘的延伸表面A突出的范围内横向移位的形状，并且其远端部分形成护套。高频电极（3）是通过横向弯曲导电棒（2）使其不从导电棒（2）的外边缘的延伸表面（A）突出而形成的，从而位于轴线（X）的延伸线的两侧。[选型图]图1

