

(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2006-212110

(P2006-212110A)

(43) 公開日 平成18年8月17日(2006.8.17)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/14 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 1	4 C 0 6 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願2005-25799 (P2005-25799)
 (22) 出願日 平成17年2月2日(2005.2.2)

(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 KK06 KK09 KK14
 4C061 GG22 HH57 JJ06

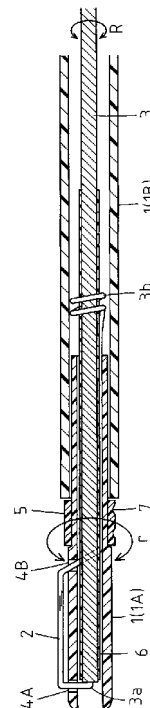
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】 撚り線を導電線として用いてその素線の一部を高周波電極として先端から延出させた構成の内視鏡用高周波処置具において、導電線が繰り返し回転操作されてもその先端部分がほつれて径が広がることのない内視鏡用高周波処置具を提供すること。

【解決手段】 電気絶縁性の可撓性シース1内に、金属製の撚り線からなる導電線3が基端側から軸線周りに回転操作されるように挿通配置されて、撚り線を形成する複数の素線の中の一部の素線が、可撓性シース1の先端部分において撚り線から延出されて高周波電極2として用いられるように構成された内視鏡用高周波処置具において、導電線3を形成する撚り線の先端部分付近に、撚り線が径方向に膨らむのを防止するための被覆チューブ6を被覆した。

【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内に、金属製の撚り線からなる導電線が基端側から軸線周りに回転操作されるように挿通配置されて、上記撚り線を形成する複数の素線の中の一部の素線が、上記可撓性シースの先端部分において上記撚り線から延出されて高周波電極として用いられるように構成された内視鏡用高周波処置具において、

上記導電線を形成する撚り線の先端部分付近に、上記撚り線が径方向に膨らむのを防止するための被覆チューブを被覆したことを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

【請求項 2】

上記高周波電極が上記可撓性シースの先端付近の側面部の外面に露出して配置されると共に、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が軸線周りに相対的に回転自在に接続され、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請求項 1 記載の内視鏡用高周波処置具。 10

【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においては一般に、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内に導電線が挿通配置されて、可撓性シースの先端部分において外面に露出する高周波電極と導電線とが可撓性シース内で接続されている。 20

【0003】

しかし、可撓性シース内に挿通配置される導電線と高周波電極とを接続する作業は精密さが求められ、接続状態が少しでも悪いと高周波電極が患者の体内に落下してしまう恐れもある。

【0004】

そこで、例えば特許文献 1 に記載されているように、導電線として金属製の撚り線を用い、その撚り線を形成する複数の素線の中の一部の素線を撚り線から延出させて高周波電極として用いるようにしたものがある。 30

【特許文献 1】特公昭 57-811

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、導電線を構成する撚り線の中の一部の素線を撚り線から延出させて高周波電極として用いると、高周波電極の根元部である導電線の最先端部分の撚りがほつれて撚り線が径方向に膨らみ、作動不良になってしまう場合がある。特に、導電線が軸線周りに回転操作される場合にはそのような現象が発生し易い。 40

【0006】

特許文献 1 の第 7 図には、一部の素線により形成されている高周波電極をループさせて曲げ戻し、その最先端部分を導電線の最先端面に固着させた例が記載されているが、そのような構成では、導電線が軸線周りに繰り返し回転操作された時に、撚り線からなる導電線のほつれを十分に防止する効果は得られず、また、固着を半田付けで行うと事後のフラックス洗浄が非常に面倒であり、ロー付けで行うと加熱により高周波電極の根元が脆くなって使用時に破損する恐れがある。

【0007】

そこで本発明は、撚り線を導電線として用いてその素線の一部を高周波電極として先端から延出させた構成の内視鏡用高周波処置具において、導電線が繰り返し回転操作されて 50

もその先端部分がほつれて径が広がることのない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、電気絶縁性の可撓性シース内に、金属製の撚り線からなる導電線が基端側から軸線周りに回転操作されるように挿通配置されて、撚り線を形成する複数の素線の中の一部の素線が、可撓性シースの先端部分において撚り線から延出されて高周波電極として用いられるように構成された内視鏡用高周波処置具において、導電線を形成する撚り線の先端部分付近に、撚り線が径方向に膨らむのを防止するための被覆チューブを被覆したものである。

10

【0009】

なお、高周波電極が可撓性シースの先端付近の側面部の外面に露出して配置されると共に、可撓性シースが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されて、その分割部において先側シースと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、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なっていてもよい。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、導電線を形成する撚り線の先端部分付近に、撚り線が径方向に膨らむのを防止するための被覆チューブを被覆したことにより、導電線が繰り返し回転操作されてもその先端部分がほつれて径が広がらず、半田付けやロー付けを行わないのでフラックスの洗浄や熱劣化等のデメリットが生じることなく、撚り線のほつれを確実に防止することができる。

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内に、金属製の撚り線からなる導電線が基端側から軸線周りに回転操作されるように挿通配置されて、撚り線を形成する複数の素線の中の一部の素線が、可撓性シースの先端部分において撚り線から延出されて高周波電極として用いられるように構成された内視鏡用高周波処置具において、導電線を形成する撚り線の先端部分付近に、撚り線が径方向に膨らむのを防止するための被覆チューブを被覆する。

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は内視鏡用高周波処置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】

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3～10cm程度の位置）において先側シース1Aと基側シース1Bとが連結された構成になっている。

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

50

ら延長させて高周波電極 2 が形成されている。ただし、芯線以外の素線を高周波電極 2 として延出させたものであってもよい。

【0016】

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。

【0017】

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。

【0018】

導電線 3 を形成する撚り線の先端部分付近には、導電線 3 が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。被覆チューブ 6 としては、高周波処置時に発生する熱に対する耐性を有するようにフッ素樹脂系、ポリイミド樹脂系或いはピーク樹脂系等のような融点の高い電気絶縁性の材料を用いるとよい。

【0019】

被覆チューブ 6 が被覆されるのは、導電線 3 の最先端部分を含めてそこから数 mm ～数 cm 程度の範囲で十分であるが、さらにそれより長い範囲に被覆しても差し支えない。この実施例においては 3 ～ 5 cm 程度の範囲である。

【0020】

被覆チューブ 6 の径方向寸法は、内径が導電線 3 の外径寸法と同程度（ただし、導電線 3 に被覆し易いように導電線 3 の外径寸法より僅かに太い寸法であり、肉厚は導電線 3 の素線のほつれを押さえるのに足る寸法（例えば、0.15 ～ 0.25 mm 程度）であればよい。

【0021】

また、導電線 3 に対する被覆チューブ 6 の固定は、導電線 3 の芯線の延長部分の先端 3 b が被覆チューブ 6 の外周を締め付ける状態に巻き付けられることにより行われ、被覆チューブ 6 として熱収縮性のチューブを用いれば、導電線 3 の外径よりある程度以上太い内径のチューブを用いて収縮力で導電線 3 に固定することもできる。

【0022】

そのような被覆チューブ 6 が導電線 3 の先端部分に被覆されていることにより、導電線 3 が繰り返し回転操作されてもその先端部分がほつれて径が広がる状態にならず、半田付けやロー付けが行われていないのでフラックスの洗浄や熱劣化等のデメリットが発生せず、導電線 3 のほつれを確実に防止することができる。

【0023】

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。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 と高周波電極 2 が機能している。また、先側シース 1 A の高周波電極 2 の裏側に当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 が設けられている。

【0024】

基側シース 1 B の基端部分には図示されていない操作部が連結されており、操作部側から、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 が可撓性シース 1 の軸線周りに回転する。また、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

電することができる。

【0025】

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断する高周波切断処置を行う場合等には、高周波電流を通電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断したら、高周波電極2の向きを180°反転させることにより、切断位置をずらして即座に次の切断態勢をとることができ、複数回の切断作業を短時間で極めて容易に行うことができる。

【0026】

なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、例えば本発明は各種の内視鏡用高周波処置具に適用することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明の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】本発明の内視鏡用高周波処置具の先端部分の平面図である。

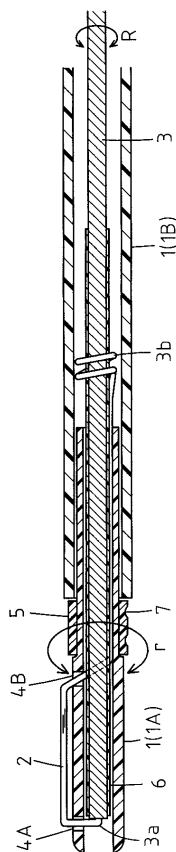
【符号の説明】

【0028】

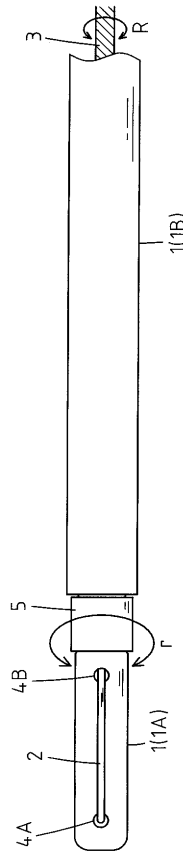
- 1 可撓性シース
- 1A 先側シース
- 1B 基側シース
- 2 高周波電極
- 3 導電線
- 3a 芯線の延長部分
- 6 被覆チューブ

20

【図1】



【図2】



专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP2006212110A	公开(公告)日	2006-08-17
申请号	JP2005025799	申请日	2005-02-02
[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	A61B18/14 A61B1/00		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B2018/144		
FI分类号	A61B17/39.311 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK14 4C061/GG22 4C061/HH57 4C061/JJ06 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK70 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN06 4C160/NN10 4C161/GG22 4C161/HH57 4C161/JJ06		
代理人(译)	三井和彦		
其他公开文献	JP4681897B2		
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治疗仪，该高频治疗仪具有以下结构：即使将导线反复旋转，也将绞线用作导线，并且将单线的一部分作为高频电极从尖端延伸。提供一种用于内窥镜的高频治疗仪，其中直径不会由于磨损而散开。解决方案：由金属双绞线制成的导线3插入电绝缘的柔性护套1中，以便从底端侧绕轴旋转以形成双绞线。在用于内窥镜的高频处置器械中，该高频处置器械被配置为通过从柔性护套1的远端部分处的多股绞合线中伸出多股绞合线的一部分而用作高频电极2。在形成导线3的多股线的末端附近涂覆有用于防止多股线在径向上鼓出的涂覆管6。[选型图]图1

