

(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2009-213506

(P2009-213506A)

(43) 公開日 平成21年9月24日(2009.9.24)

(51) Int.Cl.

A61B 18/14 (2006.01)

F1

A61B 17/39 315

テーマコード (参考)

4C160

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2008-57101 (P2008-57101)  
 (22) 出願日 平成20年3月7日(2008.3.7)

(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 村山 健太  
 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) 4C160 KK03 KK06 KK18 KL03 MM32  
 NN03 NN09 NN10 NN15 NN16

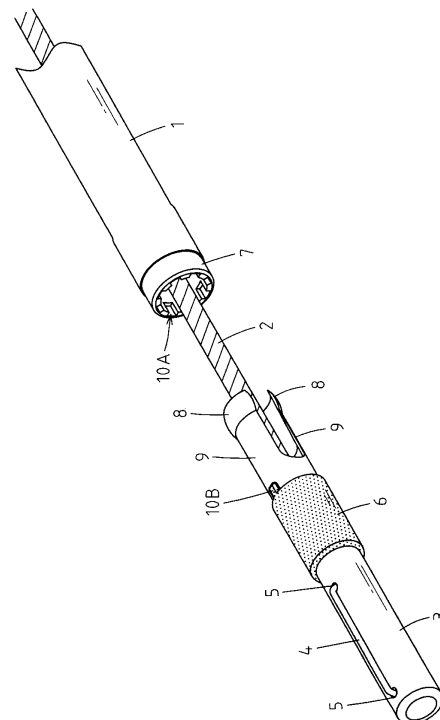
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

## (57) 【要約】

【課題】先端チューブを基側チューブに対し軸線周り方向に回転させて露出電極の向きを任意に変更することができるだけでなく、切開処置を行う際は先端チューブが回転しないようにして、狙った通りの正確な切開処置を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】導電線2を基端側から軸線方向に進退操作することにより先端チューブ3が基側チューブ1に対し軸線方向に進退できるように配置すると共に、先端チューブ3が基側チューブ1側に引き寄せられた状態のときに基側チューブ1に対して先端チューブ3が軸線周り方向に回転するのを阻止する回転ストッパ手段10A, 10Bを設けた。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

導電線が挿通配置された電気絶縁性の可撓性の基側チューブの先端に、電気絶縁性の可撓性の先端チューブが軸線周方向に回転自在に接続して設けられ、上記先端チューブには上記導電線と機械的及び電氣的につながったワイヤ状の露出電極が通過する一対の電極通過孔が形成されて、その一対の電極通過孔間において上記露出電極が上記先端チューブ外に露出し、上記基側チューブの基端側から上記導電線を軸線周方向に回転させることにより上記先端チューブが上記基側チューブに対し軸線周方向に回転するように構成された内視鏡用高周波処置具において、

上記導電線を基端側から軸線方向に進退操作することにより上記先端チューブが上記基側チューブに対して軸線方向に進退できるように配置すると共に、上記先端チューブが上記基側チューブ側に引き寄せられた状態のときに上記基側チューブに対して上記先端チューブが軸線周方向に回転するのを阻止する回転ストッパ手段を設けたことを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

## 【請求項 2】

上記回転ストッパ手段が、複数の相違する回転位置で噛み合うことができるように上記先端チューブと上記基側チューブとの接続部に設けられた凹と凸からなる噛み合い機構である請求項 1 記載の内視鏡用高周波処置具。

## 【請求項 3】

上記先端チューブが上記基側チューブ側に引き寄せられたときにその状態を保持するための抜け止めクリックが、上記回転ストッパ手段に併設されている請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波処置具。

## 【請求項 4】

上記露出電極の後側近傍位置に、周囲と表面色が相違する指標部材が上記先端チューブの外周を囲む状態に上記先端チューブに固着されていて、その指標部材と上記抜け止めクリックとが一体に形成されている請求項 3 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】

内視鏡の処置具挿通チャンネルに通されて E M R（経内視鏡的粘膜切除術）等に用いられる内視鏡用高周波処置具としては、導電線が挿通配置された電気絶縁性の可撓性の基側チューブの先端に、電気絶縁性の可撓性の先端チューブが軸線周方向に回転自在に接続して設けられたものがある。

## 【0003】

その先端チューブには導電線と機械的及び電氣的につながった露出電極を外面に露出させるための一対の電極通過孔が形成されて、その一対の電極通過孔間において露出電極が外面に露出し、基側チューブの基端側から導電線を軸線周方向に回転させることにより先端チューブが基側チューブに対し軸線周方向に回転するように構成されて、露出電極の向きを手元側から任意に変えることができるようになっている（例えば、特許文献 1、2）。

【特許文献 1】特開 2005 - 334000

【特許文献 2】特開 2006 - 212109

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

特許文献 1、2 等に記載された従来の内視鏡用高周波処置具においては、導電線を軸線周方向に回転させれば、常に先端チューブが基側チューブに対し軸線周方向に回転す

10

20

30

40

50

るようになっている。

【0005】

したがって、露出電極の向きを手元側から変えるのは容易であるが、露出電極を生体組織に押し付けて組織を切開している最中に、組織側から受ける力の変化等により先端チューブが軸線周り方向に回転させられて、意に反する方向に組織を切開してしまうおそれがあった。

【0006】

本発明は、先端チューブを基側チューブに対し軸線周り方向に回転させて露出電極の向きを任意に変更することができるだけでなく、切開処置を行う際は先端チューブが回転しないようにして、狙った通りの正確な切開処置を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】

【0007】

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、導電線が挿通配置された電気絶縁性の可撓性の基側チューブの先端に、電気絶縁性の可撓性の先端チューブが軸線周り方向に回転自在に接続して設けられ、先端チューブには導電線と機械的及び電気的につながったワイヤ状の露出電極が通過する一対の電極通過孔が形成されて、その一対の電極通過孔間において露出電極が先端チューブ外に露出し、基側チューブの基端側から導電線を軸線周り方向に回転させることにより先端チューブが基側チューブに対し軸線周り方向に回転するように構成された内視鏡用高周波処置具において、導電線を基端側から軸線方向に進退操作することにより先端チューブが基側チューブに対して軸線方向に進退できるように配置すると共に、先端チューブが基側チューブ側に引き寄せられた状態のときに基側チューブに対して先端チューブが軸線周り方向に回転するのを阻止する回転ストッパ手段を設けたものである。

【0008】

なお、回転ストッパ手段が、複数の相違する回転位置で噛み合うことができるように先端チューブと基側チューブとの接続部に設けられた凹と凸からなる噛み合い機構であってもよい。

【0009】

また、先端チューブが基側チューブ側に引き寄せられたときにその状態を保持するための抜け止めクリックが、回転ストッパ手段に併設されていてもよく、露出電極の後側近傍位置に、周囲と表面色が相違する指標部材が先端チューブの外周を囲む状態に先端チューブに固着されていて、その指標部材と抜け止めクリックとが一体に形成されていてもよい。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、先端チューブが基側チューブ側に引き寄せられた状態のときに基側チューブに対して先端チューブが軸線周り方向に回転するのを阻止する回転ストッパ手段を設けたことにより、切開処置を行っているときは先端チューブが回転しないようにして、狙った通りの正確な切開処置を行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

導電線が挿通配置された電気絶縁性の可撓性の基側チューブの先端に、電気絶縁性の可撓性の先端チューブが軸線周り方向に回転自在に接続して設けられ、先端チューブには導電線と機械的及び電気的につながったワイヤ状の露出電極が通過する一対の電極通過孔が形成されて、その一対の電極通過孔間において露出電極が先端チューブ外に露出し、基側チューブの基端側から導電線を軸線周り方向に回転させることにより先端チューブが基側チューブに対し軸線周り方向に回転するように構成された内視鏡用高周波処置具において、導電線を基端側から軸線方向に進退操作することにより先端チューブが基側チューブに対して軸線方向に進退できるように配置すると共に、先端チューブが基側チューブ側に引

10

20

30

40

50

き寄せられた状態のときに基側チューブに対して先端チューブが軸線周方向に回転するのを阻止する回転ストッパ手段を設ける。

【実施例】

【0012】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図2は、内視鏡用高周波処置具の全体構成を示しており、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基側チューブであり、例えば直径が2mm程度で長さが1~2m程度の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可撓性のチューブにより形成されている。

【0013】

基側チューブ1内には、例えばステンレス鋼撚り線等のような可撓性を有する導電線2が、軸線周方向に回転自在に且つ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。

【0014】

基側チューブ1の先端に可動に接続された先端チューブ3は、基側チューブ1よりやや細い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可撓性のチューブにより形成されている。先端チューブ3の長さは例えば数cm程度である。

【0015】

先端チューブ3の基端部分は基側チューブ1の先端内に差し込まれて、先端チューブ3が基側チューブ1に対し軸線周方向に回転自在に且つ軸線方向に進退自在に接続された状態になっている。先端チューブ3の先端付近の側面には、導電線2の先端に連結されたワイヤ状の露出電極4が露出配置されている。

【0016】

基側チューブ1の基端に連結された操作部20には、操作者の第1指を係合させるための第1の指掛け22が操作部本体21の基端に設けられている。また、操作者の第2指と第3指を係合させるための第2の指掛け23が操作部本体21に対して軸線方向に進退自在に配置されていて、その第2の指掛け23に導電線2の基端が連結されている。

【0017】

その結果、第2の指掛け23を操作部本体21に対して軸線方向に進退操作すると、導電線2が基側チューブ1内で軸線方向に進退して、先端チューブ3を基側チューブ1の先端に対して軸線方向に進退させることができる。

【0018】

また、基側チューブ1の基端に取り付けられた連結環1aを保持して操作部20全体を軸線周方向に回転させると、基側チューブ1内で導電線2が軸線周方向に回転して、基側チューブ1に対し先端チューブ3が軸線周方向に回転する。

【0019】

第2の指掛け23には、導電線2の基端と電氣的に導通する高周波電源コード接続端子24が付設されている。その結果、図示されていない高周波電源コードを高周波電源コード接続端子24に接続することにより、導電線2を介して露出電極4に高周波電流を通电することができる。

【0020】

図3は内視鏡用高周波処置具の先端部分の側面断面図、図1はその一部(先端チューブ3の後半部分等)を省略して示す分解斜視図である。なお、図3は、後述する回転ストッパ手段10A、10Bにより、先端チューブ3が基側チューブ1に対して軸線周方向に回転できなくなっている状態を図示している。

【0021】

露出電極4は、撚り線により形成された導電線2の芯線を単独で引き出して用いられている。したがって、露出電極4は導電線2と機械的及び電氣的につながっている。露出電極4を形成する芯線の先端は、図3に示されるように基側チューブ1内に戻されて導電線2に巻き付けられている。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 2 】

先端チューブ 3 の先端近傍には、ワイヤ状の露出電極 4 を外面に露出させるための一対の電極通過孔 5 が先端チューブ 3 の長手方向に間隔をあけて形成されていて、露出電極 4 が一対の電極通過孔 5 の間において先端チューブ 3 の長手方向に沿う向きに先端チューブ 3 の外面に露出している。

## 【 0 0 2 3 】

露出電極 4 の後側近傍位置には、周囲と表面色が相違する指標部材 6 が先端チューブ 3 の外周を囲む状態に先端チューブ 3 に強固に固着されている。硬質の環状部材からなる指標部材 6 の、露出電極 4 から見て裏側にあたる位置には、例えば軸線と平行方向に線状の指標が印されていて、露出電極 4 の裏面であることを視認することができる。

10

## 【 0 0 2 4 】

基側チューブ 1 の先端には、硬質の環状部材である先端口金 7 が強固に固定された状態に取り付けられていて、その先端口金 7 の内周部には、一定の間隔で複数の（例えば 8 ～ 20 個程度の）凹溝 10 A が形成されている。各凹溝 10 A は、基側チューブ 1 の軸線と平行方向に一定幅で形成されている。

## 【 0 0 2 5 】

また、指標部材 6 の後端部には、凹溝 10 A と噛み合い係合する凸片 10 B が後方に向けて突出形成されている（図 1 参照）。凸片 10 B は凹溝 10 A と同数形成してもよいが少なくとも一個あればよい。

## 【 0 0 2 6 】

20

凸片 10 B は、この実施例では 180° 対称位置に 2 個形成されており、複数の凹溝 10 A のどの凹溝 10 A とも噛み合うことができる。このようにして、基側チューブ 1 と先端チューブ 3 との接続部に設けられた凹溝 10 A と凸片 10 B により、複数の相違する回転位置で噛み合うことができる噛み合い機構が構成されている。

## 【 0 0 2 7 】

そして、図 3 に示されるように、導電線 2 が操作部 20 側から牽引されて先端チューブ 3 が基側チューブ 1 側に一杯に引き寄せられた状態では、凹溝 10 A と凸片 10 B とが噛み合っただけで先端チューブ 3 が基側チューブ 1 に対し回転できない状態になり、基側チューブ 1 に対して先端チューブ 3 が軸線周り方向に回転するのを阻止する回転ストッパ手段が、凹溝 10 A と凸片 10 B からなる噛み合い機構により構成されていることになる。

30

## 【 0 0 2 8 】

したがって、導電線 2 が一杯に牽引されていない状態で、操作部 20 からの操作で先端チューブ 3 を軸線周り方向に回転させて露出電極 4 を所望の向きに変えた後に、切開処置に移る際には、導電線 2 を一杯に牽引操作して、凹溝 10 A と凸片 10 B を噛み合わせ、先端チューブ 3 が軸線周り方向に回転しないようにすることにより露出電極 4 の向きを固定し、狙った通りの正確な切開処置を行うことができる。

## 【 0 0 2 9 】

なお、この実施例においては、先端チューブ 3 の回転運動を阻止するよう先端チューブ 3 が基側チューブ 1 側に引き寄せられた状態のときにその状態を保持するための抜け止めクリック 8 が、回転ストッパ手段 10 A , 10 B に併設されている。

40

## 【 0 0 3 0 】

抜け止めクリック 8 は、指標部材 6 を構成する部材自体を指標部材 6 の後端部から薄く後方に延出させて形成された板ばね片 9 の突端部に、外方に滑らかな円弧状の表面を有する突部により形成され、先端口金 7 の後端内周縁部に板ばね片 9 のばね性により弾力的に引っ掛かるように配置されている。

## 【 0 0 3 1 】

その結果、先端チューブ 3 の回転を阻止するよう先端チューブ 3 が基側チューブ 1 に引き寄せられた状態が抜け止めクリック 8 により弾力的に保持され、操作者の意に反して先端チューブ 3 が（即ち、露出電極 4 が）回転してしまうことがない。なお、回転阻止を摩擦力等で行おうとすると機能的に不確実なものになりがちであるが、凹と凸からなる噛み

50

合い機構 10A, 10B を用いているので、回転阻止を確実に行うことができる。

【0032】

そして、操作部 20 側から導電線 2 を先端方向に押し込み操作すれば、図 4 に示されるように、先端口金 7 に対する抜け止めクリック 8 の係合が外れて凹溝 10A と凸片 10B との噛み合いが外れ、操作部 20 側からの操作により先端チューブ 3 を軸線周り方向に回転させて露出電極 4 の向きを自由に変えられる状態になる。

【図面の簡単な説明】

【0033】

【図 1】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分の一部を省略して示す分解斜視図である。

10

【図 2】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の全体構成図である。

【図 3】本発明の実施例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 4】本発明の実施例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。

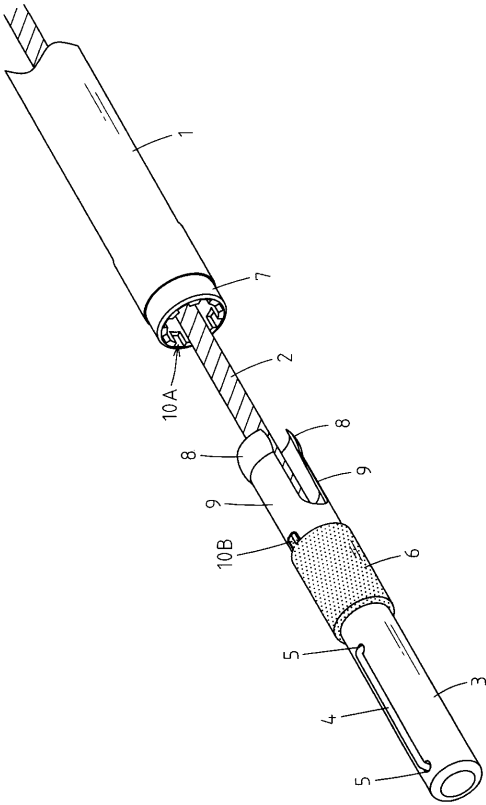
【符号の説明】

【0034】

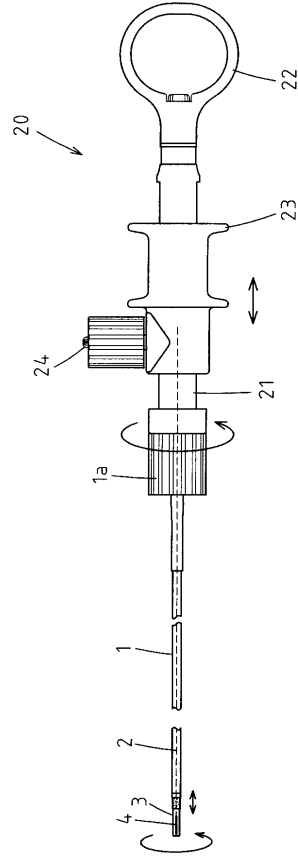
- 1 基側チューブ
- 2 導電線
- 3 先端チューブ
- 4 露出電極
- 5 電極通過孔
- 6 指標部材
- 7 先端口金
- 8 抜け止めクリック
- 10A 凹溝（噛み合い機構、回転ストッパ手段）
- 10B 凸片（噛み合い機構、回転ストッパ手段）
- 20 操作部

20

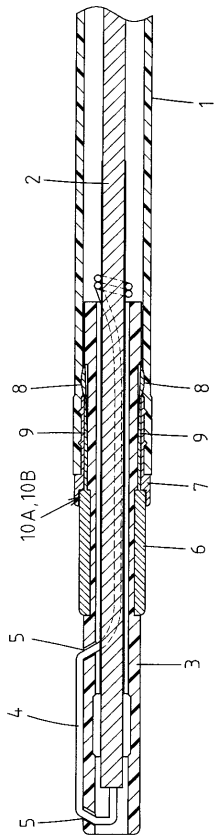
【図 1】



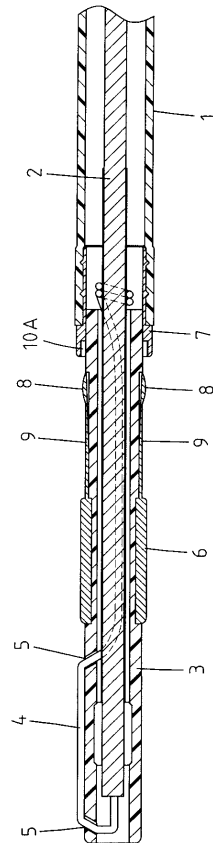
【図 2】



【図 3】



【図 4】



|                |                                                                                                               |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜高频治疗仪                                                                                                      |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2009213506A</a>                                                                                 | 公开(公告)日 | 2009-09-24 |
| 申请号            | JP2008057101                                                                                                  | 申请日     | 2008-03-07 |
| [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         | 村山健太                                                                                                          |         |            |
| 发明人            | 村山 健太                                                                                                         |         |            |
| IPC分类号         | A61B18/14                                                                                                     |         |            |
| FI分类号          | A61B17/39.315 A61B18/14                                                                                       |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK18 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN15 4C160/NN16 |         |            |
| 代理人(译)         | 三井和彦                                                                                                          |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                     |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：不仅针对暴露电极的方向，还可以通过在相对于基侧管的轴线方向上旋转尖端管来任意改变裸露电极的方向，而且还可以在切割处理期间使尖端管不旋转。 要解决的问题：提供一种用于内窥镜的高频治疗仪，该仪器能够照常执行精确的切口治疗。 解决方案：通过从近端侧沿轴向操作导线2，将远端管3布置为能够相对于基侧管1沿轴向进退，并且将远端管3布置在基侧管1中。设有止转机构（10A，10B），该止转机构（10A，10B）在被拉向一侧时防止前端管（3）相对于基侧管（1）绕轴线方向旋转。 [选型图]图1

