

(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2010-131049

(P2010-131049A)

(43) 公開日 平成22年6月17日(2010.6.17)

(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 9 頁)

(21) 出願番号 特願2008-307220 (P2008-307220)
 (22) 出願日 平成20年12月2日 (2008.12.2)

(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 KK06 KK18 NN03 NN09
 NN10 NN13 NN14 NN15

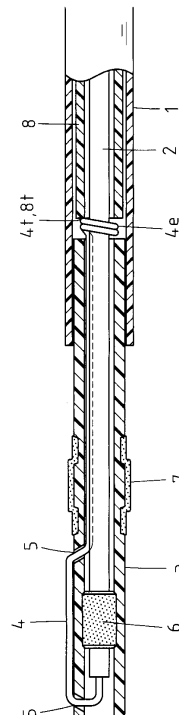
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

(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先端電極線の向きを任意に変更することができるだけでなく、切開処置を行う際には、先端電極線が取り付けられている先端チューブが術者の意に反して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側に引き寄せられると先端電極線4の端部巻き付け部4eの端面が当接する当接面8t、1tを端部巻き付け部4eの端面4tに対向して配置し、その当接部に生じる摩擦抵抗により、基側チューブ1に対する先端チューブ3の軸線周り方向の回転が規制されるようにした。

【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て、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先端電極線が通過する一対の電極通過孔が形成され、その一対の電極通過孔間において上記先端電極線が上記先端チューブ外に露出して配置されて、上記電極通過孔を通過して上記先端チューブ内に引き込まれた上記先端電極線の端部が上記基側チューブの先端内において上記導電線に巻き付けられ、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、

10

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ると上記先端電極線の端部巻き付け部の端面が当接する当接面を上記端部巻き付け部の端面に対向して配置し、その当接部に生じる摩擦抵抗により、上記基側チューブに対する上記先端チューブの軸線周方向の回転が規制されるようにしたことを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

【請求項 2】

上記当接面が、上記基側チューブに略全長にわたり内挿された可撓性の内挿チューブの先端面である請求項 1 記載の内視鏡用高周波処置具。

20

【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て、上記先端電極線の端部巻き付け部の端面が上記内挿チューブの先端面に当接すると、上記内挿チューブに対し長手方向に圧縮する力が作用する請求項 2 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 4】

上記当接面が、上記基側チューブ自体の内面に形成された段差面である請求項 1 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】

30

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、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先端電極線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先端電極線が外面に露出し、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、先端電極線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）。

40

【特許文献 1】特開 2005 - 334000

【特許文献 2】特開 2006 - 212110

【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

50

周り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り方向に回転するようになっている。

【 0 0 0 5 】

したがって、先端電極線の向きを手元側から変えるのは容易であるが、先端電極線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して、意に反する方向に組織を切開してしまうおそれがある。

【 0 0 0 6 】

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先端電極線の向きを任意に変更することができるだけでなく、切開処置を行う際には、先端電極線が取り付けられている先端チューブが術者の意に反して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。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

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て、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先端電極線が通過する一対の電極通過孔が形成され、その一対の電極通過孔間において先端電極線が先端チューブ外に露出して配置されて、電極通過孔を通して先端チューブ内に引き込まれた先端電極線の端部が基側チューブの先端内において導電線に巻き付けられ、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ると先端電極線の端部巻き付け部の端面が当接する当接面を端部巻き付け部の端面に対向して配置し、その当接部に生じる摩擦抵抗により、基側チューブに対する先端チューブの軸線周り方向の回転が規制されるようにしたものである。

20

【 0 0 0 8 】

なお、当接面が、基側チューブに略全長にわたり内挿された可撓性の内挿チューブの先端面であってもよく、その場合、先端チューブが基側チューブ側に引き寄せられて、先端電極線の端部巻き付け部の端面が内挿チューブの先端面に当接すると、内挿チューブに対し長手方向に圧縮する力が作用するようにしてもよい。或いは、当接面が、基側チューブ自体の内面に形成された段差面であってもよい。

30

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、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先端電極線の向きを任意に変更することができるだけでなく、先端チューブが基側チューブ側に引き寄せられると、先端電極線の端部巻き付け部との端面とそれに対向して配置された当接面との当接部に生じる摩擦抵抗により、基側チューブに対する先端チューブの軸線周り方向の回転が規制されるので、切開処置を行う際に、先端電極線が取り付けられている先端チューブが術者の意に反して回転しないようにすることができ、狙った通りの正確な切開処置を行うことができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 0 】

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て、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先端電極線が通過する一対の電極通過孔が形成され、その一対の電極通過孔間において先端電極線が先端チューブ外に露出して配置されて、電極通過孔を通して先端チューブ内に引

50

き込まれた先端電極線の端部が基側チューブの先端内において導電線に巻き付けられ、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ると先端電極線の端部巻き付け部の端面が当接する当接面を端部巻き付け部の端面に対向して配置し、その当接部に生じる摩擦抵抗により、基側チューブに対する先端チューブの軸線周り方向の回転が規制されるようにする。

【実施例】

【0011】

10

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図2は、本発明の第1の実施例の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る。基側チューブ1は、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。

【0012】

基側チューブ1の軸線位置には、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、軸線周り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。

【0013】

20

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。

【0014】

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に対し軸線周り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先端電極線4が露出配置されている。

【0015】

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。

30

【0016】

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。

【0017】

基側チューブ1の基端に取り付けられた保持環10は、図3に拡大して示されるように、操作部本体21に軸線周り方向に回転自在に連結されており、保持環10を保持して操作部20全体を軸線周り方向に回転させると、基側チューブ1内で導電線2が軸線周り方向に回転して、先端側において、基側チューブ1に対し先端チューブ3が軸線周り方向に回転する。

40

【0018】

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を介して先端電極線4に高周波電流を通電することができる。図2に示される11は、基側チューブ1の基端部分を補強するための折れ止めチューブである。

【0019】

50

図 4 は内視鏡用高周波処置具の先端部分の側面断面図である。先端電極線 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、先端電極線 4 の基部は導電線 2 と機械的及び電氣的につながっている。なお、導電線 2 とは別部品として設けられた先端電極線 4 が、導電線 2 の先端に連結された構成であってもよい。

【 0 0 2 0 】

先端チューブ 3 の先端付近には、ワイヤ状の先端電極線 4 を外面に露出させるための一对の電極通過孔 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、先端電極線 4 が一对の電極通過孔 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。

10

【 0 0 2 1 】

電極通過孔 5 を通って先端チューブ 3 内に引き込まれた先端電極線 4 の端部は、先端チューブ 3 の後端内から基側チューブ 1 の先端内に引き出されて、基側チューブ 1 の先端内において導電線 2 に巻き付けられている。4 e がその端部巻き付け部である。6 は、導電線 2 の先端部分が先端チューブ 3 内で振らつかないように、導電線 2 を囲んで先端チューブ 3 内にきつく嵌め込まれた固定用パッキングである。

【 0 0 2 2 】

先端チューブ 3 の外周部には、一对の電極通過孔 5 より後側の位置に、周囲と表面色が相違する指標部材 7 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。

20

【 0 0 2 3 】

硬質の環状部材からなる指標部材 7 の、電極通過孔 5 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（図示せず）が印されていて、先端電極線 4 の露出部の裏面側であることを視認することができる。

【 0 0 2 4 】

基側チューブ 1 内には、全長にわたり可撓性の内挿チューブ 8 が内挿されて、導電線 2 はその内挿チューブ 8 内に緩く通されている。内挿チューブ 8 は、例えばポリエチレン樹脂チューブ等で形成されている。

【 0 0 2 5 】

内挿チューブ 8 の先端面 8 t は、基側チューブ 1 の先端内において先端電極線 4 の端部巻き付け部 4 e の端面 4 t に対し 1 mm ~ 数 mm 程度の隙間をあけて対向する状態に配置されている。

30

【 0 0 2 6 】

したがって、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 側に引き寄せられると、図 1 に示されるように、端部巻き付け部 4 e の端面 4 t が内挿チューブ 8 の先端面 8 t（当接面）に当接する。

【 0 0 2 7 】

内挿チューブ 8 の基端面は、図 5 に示されるように、保持環 10 と一体に形成されているチューブ止め部 10 a の先端面に当接している。チューブ止め部 10 a には、基側チューブ 1 の基端が固定されている。

40

【 0 0 2 8 】

このように構成された実施例の内視鏡用高周波処置具においては、導電線 2 が操作部 20 側から牽引されていない図 4 に示される状態では、操作部 20 側からの操作で先端チューブ 3 を基側チューブ 1 に対し軸線周り方向に任意に回転させて、一对の電極通過孔 5 の間で露出する先端電極線 4 を所望の向きに変えることができる。

【 0 0 2 9 】

そして、切開処置を行う際等には、操作部 20 側から導電線 2 を牽引操作すると、図 1 に示されるように、先端チューブ 3 が基側チューブ 1 側に引き寄せられて、先端電極線 4 の端部巻き付け部 4 e の端面 4 t が内挿チューブ 8 の先端面 8 t に当接し、内挿チューブ 8 に対して長手方向に圧縮する力が作用する。

50

【 0 0 3 0 】

すると、端部巻き付け部 4 e の端面 4 t と挿入チューブ 8 の先端面 8 t との当接部に摩擦抵抗が生じ、その摩擦抵抗により基側チューブ 1 に対する先端チューブ 3 の軸線周方向の回転が規制される。その結果、一对の電極通過孔 5 間で露出する先端電極線 4 の向きが固定された状態になるので、先端電極線 4 に高周波電流を通電して狙った通りの正確な切開処置を行うことができる。

【 0 0 3 1 】

なお、先端電極線 4 の端部巻き付け部 4 e は、先端チューブ 3 内に入り込めない大きさに形成されて先端チューブ 3 の後端面に隣接して配置されている。したがって、導電線 2 が操作部 20 側から強く牽引されると、先端電極線 4 の端部巻き付け部 4 e は、先端チューブ 3 の後端面と挿入チューブ 8 の先端面 8 t とで挟み付けられた状態になる。

10

【 0 0 3 2 】

図 6 は、本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分を示している。この実施例では、第 1 の実施例には設けられている挿入チューブ 8 が設けられておらず、それに代わって、厚肉に形成された基側チューブ 1 自体の先端近傍部分の内面に、前方に向けて段差面 1 t (当接面) が形成されている。

【 0 0 3 3 】

基側チューブ 1 の基端は、図 7 に示されるように、操作部 20 側において保持環 10 と一体のチューブ止め部 10 a に固定されている。その他の構成は前述の第 1 の実施例と同じである。

20

【 0 0 3 4 】

このような構成において、操作部 20 側から導電線 2 が牽引操作されると、図 8 に示されるように、先端チューブ 3 が基側チューブ 1 側に引き寄せられて、先端電極線 4 の端部巻き付け部 4 e の端面 4 t が基側チューブ 1 の段差面 1 t に当接する。その結果、当接部に摩擦抵抗が発生して、第 1 の実施例と同様の作用効果を得ることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 5 】

【図 1】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波処置具において先端チューブの回転規制がされ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処置具の全体構成図である。

30

【図 3】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波処置具の操作部の部分拡大断面図である。

【図 4】本発明の第 1 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 5】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波処置具の基端側部分の側面断面図である。

【図 6】本発明の第 2 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 7】本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波処置具の基端側部分の側面断面図である。

【図 8】本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波処置具において先端チューブの回転規制がされた状態の先端部分の側面断面図である。

40

【 符号の説明 】

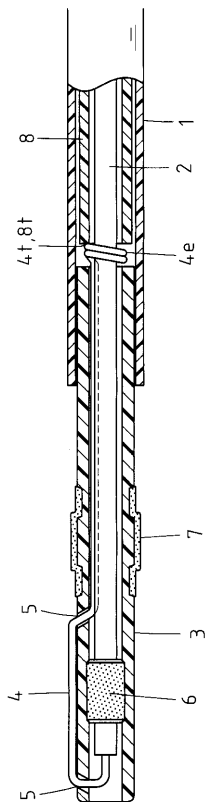
【 0 0 3 6 】

- 1 基側チューブ
- 1 t 段差面 (当接面)
- 2 導電線
- 3 先端チューブ
- 4 先端電極線
- 4 e 端部巻き付け部
- 4 t 端面
- 5 電極通過孔

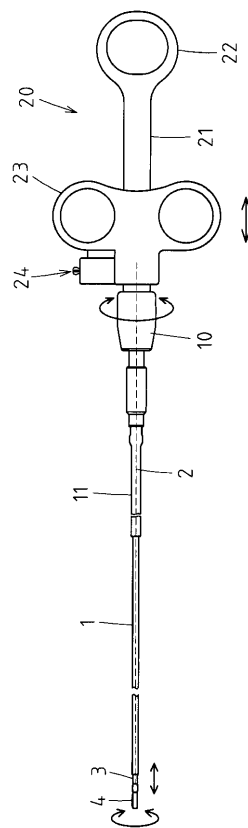
50

- 8 内挿チューブ
 8 t 先端面（当接面）
 20 操作部

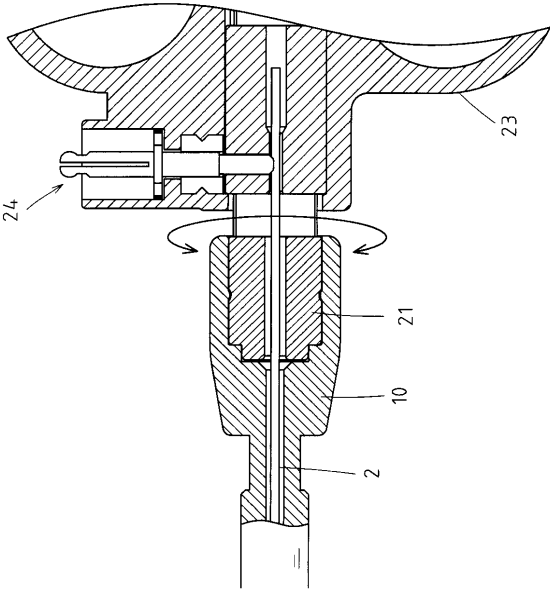
【図 1】



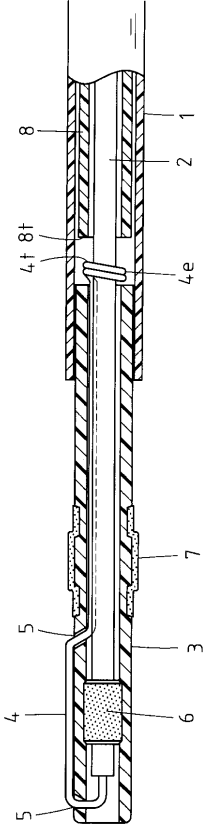
【図 2】



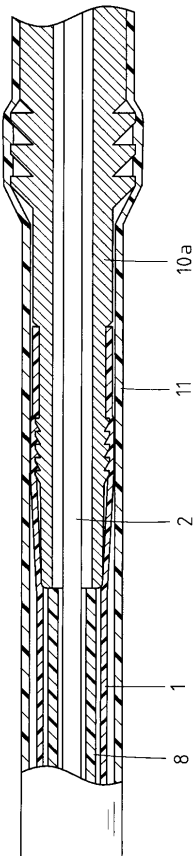
【図 3】



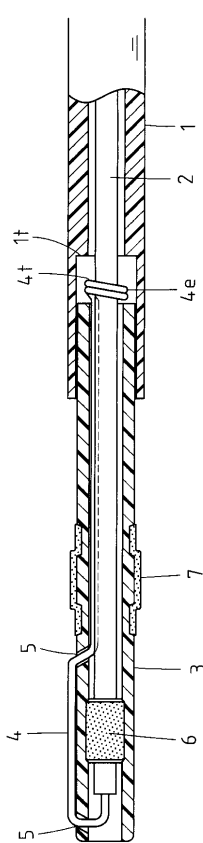
【図 4】



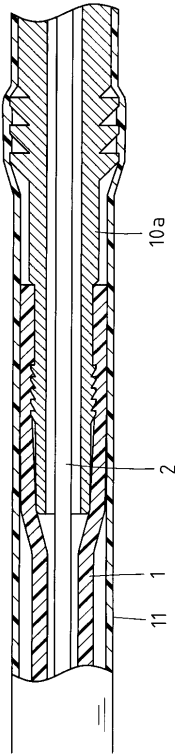
【図 5】



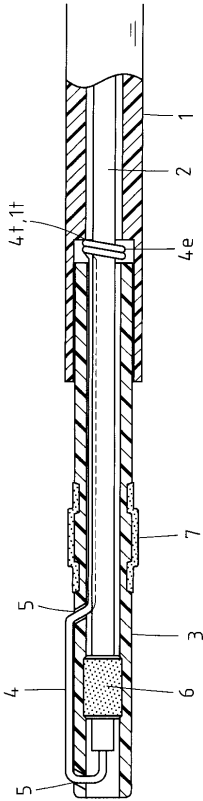
【図 6】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP2010131049A	公开(公告)日	2010-06-17
申请号	JP2008307220	申请日	2008-12-02
[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/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN13 4C160/NN14 4C160/NN15		
代理人(译)	三井和彦		
其他公开文献	JP5191365B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在相对于基侧管沿轴线方向旋转尖端管以任意改变尖端电极线的方向，并在进行切口处理时安装尖端电极线。提供一种用于内窥镜的高频治疗仪，该高频治疗仪能够按照预期执行准确的切口处理，同时防止远端管违反操作者的意愿旋转。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。顶端电极线4的末端卷绕部4e的端面与末端卷绕部4e的端面4t接触的接触面8t，1t，在被拉向末端卷绕部4e的端面4t的状态下配置。因此，限制了远端管3相对于基管1绕轴线的旋转。[选型图]图1

