

(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2009-142513

(P2009-142513A)

(43) 公開日 平成21年7月2日(2009.7.2)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39	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 3 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2007-324144 (P2007-324144)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成19年12月17日 (2007.12.17)		H O Y A 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	館林 貴明
			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
		(72) 発明者	小松 慎也
			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 GG23 KK03 KK06 KK10 KK15 4C061 GG15 HH56

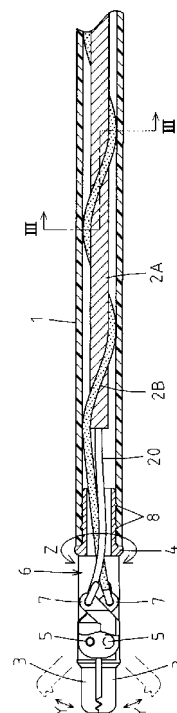
(54) 【発明の名称】 内視鏡用バイポーラ型高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】互いの間が電気絶縁されて嘴状に開閉自在な一対の高周波電極を、可撓性シースの基端側からの操作で軸線周方向にスムーズに回転させて、開閉方向を任意に的確に制御することができる内視鏡用バイポーラ型高周波処置具を提供すること。

【解決手段】高周波電極3を、可撓性シース1の先端に軸線周方向に回転自在に設けられた電極支持体4に取り付け、一対の導電線2A、2Bとして少なくとも一方には回転伝達性の高いトルクワイヤ2Aを用いると共に、どちらかの導電線2A(2B)には電気絶縁材を被覆し、トルクワイヤからなる一方の導電線2Aの周囲に他方の導電線2Bをらせん状に巻き付けて、トルクワイヤからなる一方の導電線2Aを可撓性シース1の基端側から軸線周方向に回転操作することにより、電極支持体4が軸線周方向に回転して一対の高周波電極3の開閉方向が変化するようにしたものである。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

可撓性シース内に互いの間が電気絶縁されて挿通された一対の導電線の先端が、上記可撓性シースの先端に互いの間が電気絶縁されて嘴状に開閉自在に設けられた一対の高周波電極に電氣的に個別に接続され、上記一対の導電線を上記可撓性シースの基端側から軸線方向に進退操作することにより上記一対の高周波電極が嘴状に開閉するように構成された内視鏡用バイポーラ型高周波処置具において、

上記高周波電極を、上記可撓性シースの先端に軸線周り方向に回転自在に設けられた電極支持体に取り付け、

上記一対の導電線として少なくとも一方には回転伝達性の高いトルクワイヤを用いると共に、上記一対の導電線のうち少なくとも一方の導電線には電気絶縁材を被覆して上記一対の導電線の間を電気絶縁し、上記トルクワイヤからなる一方の導電線の周囲に他方の導電線をらせん状に巻き付けて、上記トルクワイヤからなる一方の導電線を上記可撓性シースの基端側から軸線周り方向に回転操作することにより、上記電極支持体が上記可撓性シースの先端で軸線周り方向に回転して上記一対の高周波電極の開閉方向が変化するようにしたことを特徴とする内視鏡用バイポーラ型高周波処置具。

【請求項 2】

上記トルクワイヤからなる一方の導電線の周囲にらせん状に巻き付けられた上記他方の導電線が上記可撓性シースの内周面に略内接している請求項 1 記載の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具。

【請求項 3】

上記一対の導電線を上記可撓性シース内で結紮する結紮手段が設けられている請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに通して使用される内視鏡用バイポーラ型高周波処置具に関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡用バイポーラ型高周波処置具は一般に、可撓性シース内に互いの間が電気絶縁されて挿通された一対の導電線の先端が、可撓性シースの先端に互いの間が電気絶縁されて嘴状に開閉自在に設けられた一対の高周波電極に電氣的に個別に接続され、一対の導電線を可撓性シースの基端側から軸線方向に進退操作することにより一対の高周波電極が嘴状に開閉するように構成されている（例えば、特許文献 1）。

【特許文献 1】特開 2003 - 299667

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0003】**

可撓性シースの先端で嘴状に開閉する一対の高周波電極は、体腔内の患部との位置関係等によっては開閉方向を適宜調整する必要があるが、特許文献 1 に記載された発明でそれを行うには、可撓性シースを手元側から軸線周り方向に回転させなければならない。

【0004】

しかし、曲がりくねった状態の内視鏡の処置具挿通チャンネルの内周面との間の摩擦抵抗等により、可撓性シースを手元側で回転させる操作をしてもそれに追従して先端側がスムーズに回転せず、また、手元側で回転操作を止めた後も先端がある程度回転してしまういわゆる遅れ回転現象が発生する場合もある。

【0005】

そこで、回転伝達性の高いトルクワイヤを操作ワイヤとして用いた内視鏡用処置具（例えば、特開平 8 - 126648）の技術を転用することが考えられる。しかし、内視鏡用

10

20

30

40

50

バイポーラ型高周波処置具の場合は、二本の導電線を互いの間が電気絶縁された状態に配置する必要があるのでトルクワイヤの適用の仕方が難しく、また、回転伝達性が良すぎると、先端の高周波電極が外から受ける力で簡単に回転してしまい、かえって使い難くなってしまう場合もある。

【 0 0 0 6 】

本発明は、互いの間が電気絶縁されて嘴状に開閉自在に可撓性シースの先端に設けられた一対の高周波電極を、可撓性シースの基端側からの操作で軸線周り方向にスムーズに回転させて、開閉方向を任意に的確に制御することができる内視鏡用バイポーラ型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】

10

【 0 0 0 7 】

上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具は、可撓性シース内に互いの間が電気絶縁されて挿通された一対の導電線の先端が、可撓性シースの先端に互いの間が電気絶縁されて嘴状に開閉自在に設けられた一対の高周波電極に電氣的に個別に接続され、一対の導電線を可撓性シースの基端側から軸線方向に進退操作することにより一対の高周波電極が嘴状に開閉するように構成された内視鏡用バイポーラ型高周波処置具において、高周波電極を、可撓性シースの先端に軸線周り方向に回転自在に設けられた電極支持体に取り付け、一対の導電線として少なくとも一方には回転伝達性の高いトルクワイヤを用いると共に、一対の導電線のうち少なくとも一方の導電線には電気絶縁材を被覆して一対の導電線の間を電気絶縁し、トルクワイヤからなる一方の導電線の周囲に他方の導電線をらせん状に巻き付けて、トルクワイヤからなる一方の導電線を可撓性シースの基端側から軸線周り方向に回転操作することにより、電極支持体が可撓性シースの先端で軸線周り方向に回転して一対の高周波電極の開閉方向が変化するようにしたものである。

20

【 0 0 0 8 】

なお、トルクワイヤからなる一方の導電線の周囲にらせん状に巻き付けられた他方の導電線が可撓性シースの内周面に略内接していてもよく、一対の導電線を可撓性シース内で結紮する結紮手段が設けられていてもよい。

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

30

本発明によれば、一対の導電線として少なくとも一方には回転伝達性の高いトルクワイヤを用い、トルクワイヤからなる一方の導電線の周囲に他方の導電線をらせん状に巻き付けた構成をとったことにより、可撓性シースの先端に設けられた一対の高周波電極を可撓性シースの基端側からの操作で軸線周り方向にスムーズに回転させて、開閉方向を任意に的確に制御することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 0 】

可撓性シース内に互いの間が電気絶縁されて挿通された一対の導電線の先端が、可撓性シースの先端に互いの間が電気絶縁されて嘴状に開閉自在に設けられた一対の高周波電極に電氣的に個別に接続され、一対の導電線を可撓性シースの基端側から軸線方向に進退操作することにより一対の高周波電極が嘴状に開閉するように構成された内視鏡用バイポーラ型高周波処置具において、高周波電極を、可撓性シースの先端に軸線周り方向に回転自在に設けられた電極支持体に取り付け、一対の導電線として少なくとも一方には回転伝達性の高いトルクワイヤを用いると共に、一対の導電線のうち少なくとも一方の導電線には電気絶縁材を被覆して一対の導電線の間を電気絶縁し、トルクワイヤからなる一方の導電線の周囲に他方の導電線をらせん状に巻き付けて、トルクワイヤからなる一方の導電線を可撓性シースの基端側から軸線周り方向に回転操作することにより、電極支持体が可撓性シースの先端で軸線周り方向に回転して一対の高周波電極の開閉方向が変化するようにする。

40

【実施例】

50

【 0 0 1 1 】

以下、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パイプーラ型高周波処置具の先端付近を示しており、図示されていない内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される可撓性シース 1 は、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可撓性チューブにより形成されている。

【 0 0 1 2 】

可撓性シース 1 内には、一对の導電線 2 A , 2 B が全長にわたって挿通配置されている。一对の導電線 2 A , 2 B のうち一方のワイヤは回転伝達性の高いいわゆるトルクワイヤ 2 A であり、その軸線に垂直な断面が図 2 に図示されているように、一本の芯線 2 0 の周囲に複数の素線 2 1 が緩まないよう特殊な巻き方で巻き付けられた撚り線構造になっている。

10

【 0 0 1 3 】

他方のワイヤは回転伝達性の低い一般的な非トルクワイヤ 2 B であり、図 1 に砂目状に表示されるように、両端付近の極めて短い範囲を除いて全体が電気絶縁性外皮で被覆されている。その結果、一对の導電線 2 A , 2 B は、可撓性シース 1 内において互いの間が電氣的に完全に絶縁された状態になっている。

【 0 0 1 4 】

可撓性シース 1 の先端部分には、導電金属製の一对の高周波電極 3 が、公知の構造により互いの間が電気絶縁された状態で嘴状に前方に向かって開閉自在に設けられている。高周波電極 3 は、可撓性シース 1 の先端に取り付けられた電気絶縁材からなる電極支持体 4 の先端近傍に、支軸 5 により個々に回転自在に支持されている。

20

【 0 0 1 5 】

電極支持体 4 は、先端側に開口するスリット 6 により後端近傍部を除いて左右に二分割された公知の形状に形成されていて、高周波電極 3 と一体に後方に延出形成された導電金属製の電極駆動リンク 7 がスリット 6 内に配置されている。

【 0 0 1 6 】

一对の導電線 2 A , 2 B の先端は、そのような一对の電極駆動リンク 7 に機械的及び電氣的に個別に連結、接続されている。ただし、トルクワイヤ 2 A は可撓性シース 1 の先端内から芯線 2 0 だけが前方に延出して電極駆動リンク 7 に連結されている。その結果、一对の導電線 2 A , 2 B を可撓性シース 1 の基端側から軸線方向に進退操作すると、一对の高周波電極 3 が矢印 Y で示されるように嘴状に前方に向かって開閉する。

30

【 0 0 1 7 】

電極支持体 4 は、矢印 Z で示されるように可撓性シース 1 の先端部分に軸線周り方向に回転自在に、但し軸線方向には移動できないように取り付けられている。即ち、この実施例においては、電極支持体 4 の後端寄りの細径部が可撓性シース 1 内に嵌挿されて、その細径部の外周面から突設された環状突起 8 が可撓性シース 1 に食い込み、電極支持体 4 が可撓性シース 1 に対して軸線方向に移動できなくなっているが、電極支持体 4 が可撓性シース 1 に対して軸線周り方向に回転する動作は規制されていない。

【 0 0 1 8 】

一对の導電線 2 A , 2 B は、可撓性シース 1 内の全長にわたって、可撓性シース 1 の略軸線位置に配置されたトルクワイヤ 2 A の周囲に非トルクワイヤ 2 B がらせん状にきつく巻き付けられた状態に配置されている。

40

【 0 0 1 9 】

したがって、トルクワイヤ 2 A が可撓性シース 1 の基端側から軸線周り方向に回転操作されると、その回転がトルクワイヤ 2 A により先端側にスムーズに伝達されて、矢印 Z で示されるように電極支持体 4 が可撓性シース 1 の先端で軸線周り方向に回転して、一对の高周波電極 3 の開閉方向が変化する。

【 0 0 2 0 】

ただし、トルクワイヤ 2 A と非トルクワイヤ 2 B とが可撓性シース 1 内で並列に並べら

50

れた構成をとっていると、トルクワイヤ 2 A が回転するのに伴って非トルクワイヤ 2 B がトルクワイヤ 2 A の周囲で擦られて引っ張り力が発生し、高周波電極 3 の開閉動作に影響を及ぼしてしまう。しかし、本発明では、最初から非トルクワイヤ 2 B がトルクワイヤ 2 A の周囲に巻き付けられていることによりそのような現象が殆ど発生せず、高周波電極 3 を的確に開閉させることができる。

【0021】

また、トルクワイヤ 2 A が回転操作された後にトルクワイヤ 2 A と非トルクワイヤ 2 B とが一緒に元の位置に戻ろうとする撓り戻し力が発生する。したがって、一对の導電線 2 A , 2 B が可撓性シース 1 内であまりに抵抗なく自由に回転できると、回転操作後に撓り戻し力により一对の導電線 2 A , 2 B の先端側が元の方向に回転して高周波電極 3 の開閉方向が狂ってしまう。

10

【0022】

そこで、III-III断面を図示する図 3 にも示されるように、トルクワイヤ 2 A の周囲にらせん状に巻き付けられた非トルクワイヤ 2 B が、可撓性シース 1 の内周面に略内接した状態に構成されて、一对の導電線 2 A , 2 B と可撓性シース 1 の内周面との間に軽く摩擦抵抗が発生するようになっている。

【0023】

その結果、トルクワイヤ 2 A が回転操作された後に一对の導電線 2 A , 2 B が元の回転位置に戻ろうとする撓り戻し力が発生しても、適度な摩擦力によって撓り戻し動作が規制されて一对の導電線 2 A , 2 B の先端側が静止した状態を保ち、高周波電極 3 の開閉方向が狂わない。

20

【0024】

図 4 は、そのような内視鏡用パイポラ型高周波処置具の全体構成を示しており、可撓性シース 1 の基端には操作部 10 が連結されている。操作部 10 においては、可撓性シース 1 の基端が回転保持環 12 に連結固着され、軸線位置を通るスリット 11 a が形成された棒状の操作部本体 11 の先端部分が、回転保持環 12 に軸線周りに回転自在に、但し軸線方向には移動できない状態に配置されている。1 A は、可撓性シース 1 の基端付近の周囲を囲む状態に設けられた折れ止めチューブである。

【0025】

可撓性シース 1 の基端から引き出されて操作部本体 11 のスリット 11 a 内に延出する二本の導電線 2 A , 2 B の基端部分は、操作部本体 11 にスライド自在に係合するスライド操作部材 13 に固定されていて、さらに、スライド操作部材 13 から操作部 10 の外方に延出する一对の導線 14 を介して電源接続プラグ 15 に接続されている。

30

【0026】

そのような構成により、図示されていない高周波電源装置に電源接続プラグ 15 を接続することにより、一对の高周波電極 3 が導電線 2 A , 2 B を介して高周波電源の正極と負極とに分かれて接続された状態になる。

【0027】

そして、矢印 A で示されるように、スライド操作部材 13 を操作部本体 11 に沿ってスライド操作することにより、導電線 2 A , 2 B が可撓性シース 1 内で軸線方向に進退して高周波電極 3 が開閉動作をする。

40

【0028】

また、回転保持環 12 を指先等で保持して、矢印 B で示されるように操作部 10 を回転保持環 12 に対して軸線周り方向に回転操作すれば、可撓性シース 1 内で一对の導電線 2 A , 2 B が軸線周り方向に回転して可撓性シース 1 の先端で電極支持体 4 が回転し、高周波電極 3 の開閉方向を任意に変化させることができる。

【0029】

図 5 と図 6 は、本発明の第 2 及び第 3 の実施例を示しており、可撓性シース 1 の先端部内において、トルクワイヤ 2 A とその周囲に巻き付けられている非トルクワイヤ 2 B とを結紮手段 9 で結紮することにより、その部分でトルクワイヤ 2 A と非トルクワイヤ 2 B と

50

を相対的に固定したものである。

【 0 0 3 0 】

図 5 に示される第 2 の実施例では、トルクワイヤ 2 A の撚り線部分に結紮手段 9 が取り付けられ、図 6 に示される第 3 の実施例では、トルクワイヤ 2 A の先端から芯線 2 0 が引き出された部分に結紮手段 9 が取り付けられている。このように構成することにより、トルクワイヤ 2 A に対する非トルクワイヤ 2 B の巻き付き状態が変化せず、一对の導電線 2 A , 2 B による回転伝達能が安定したものになる。

【 0 0 3 1 】

なお、結紮手段 9 として熱収縮チューブを用いてその収縮力で一对の導電線 2 A , 2 B を結紮するとよい。ただし、一对の導電線 2 A , 2 B にチューブを被覆して接着剤等で固定してもよい。

10

【 0 0 3 2 】

また、結紮手段 9 として必ずしもチューブの類を用いる必要はなく、線状の結紮手段その他の手段を用いてもよい。また、可撓性シース 1 の基端側においても一对の導電線 2 A , 2 B を結紮手段 9 で結紮すれば、一对の導電線 2 A , 2 B による回転伝達能がより安定したものになる。

【 0 0 3 3 】

図 7 は、本発明の第 4 の実施例を示しており、非トルクワイヤ 2 B を電気絶縁材で被覆せずに、トルクワイヤ 2 A を電気絶縁材で被覆することで、トルクワイヤ 2 A と非トルクワイヤ 2 B との間を電気絶縁したものである。このように、一对の導電線 2 A , 2 B は少なくとも一方に電気絶縁材が被覆されていればよい。

20

【 0 0 3 4 】

なお、本発明は上記各実施例に限定されるものではなく、例えば、一对の導電線 2 A , 2 B を共にトルクワイヤで形成しても、上記各実施例と大差のない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バイポーラ型高周波処置具の先端付近を示す側面断面図である。

【 図 2 】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具に用いられるトルクワイヤの軸線に垂直な断面の断面図である。

30

【 図 3 】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の図 1 における I I I - I I I 断面図である。

【 図 4 】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の全体構成を示す側面断面図である。

【 図 5 】本発明の第 2 の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の先端付近を示す側面断面図である。

【 図 6 】本発明の第 3 の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の先端付近を示す側面断面図である。

【 図 7 】本発明の第 4 の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の先端付近を示す側面断面図である。

40

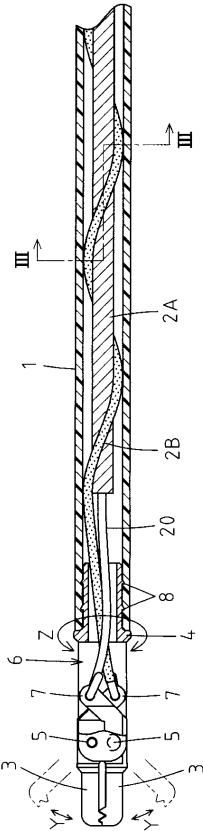
【 符号の説明 】

【 0 0 3 6 】

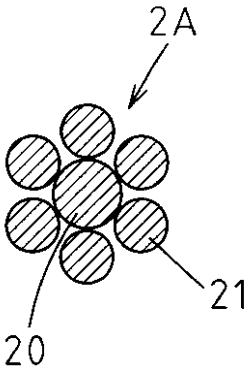
- 1 可撓性シース
- 2 A , 2 B 導電線
- 2 A トルクワイヤ
- 2 B 非トルクワイヤ
- 3 高周波電極
- 4 電極支持体
- 9 結紮手段

50

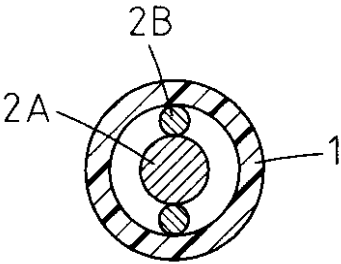
【 図 1 】



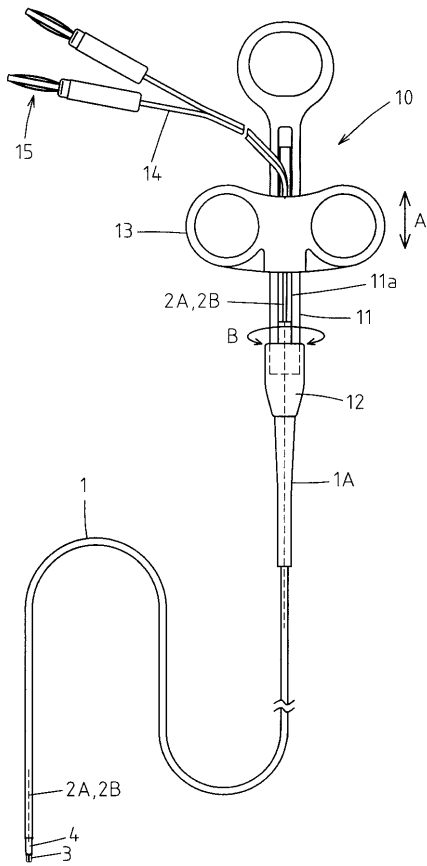
【 図 2 】



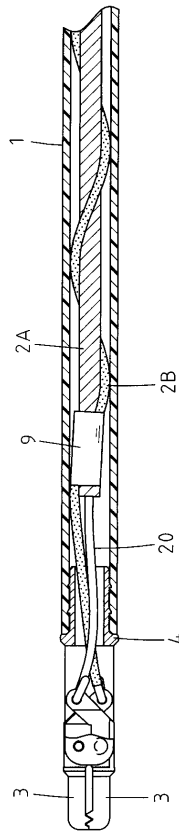
【 図 3 】



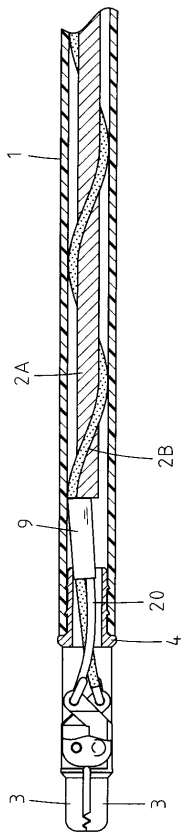
【図 4】



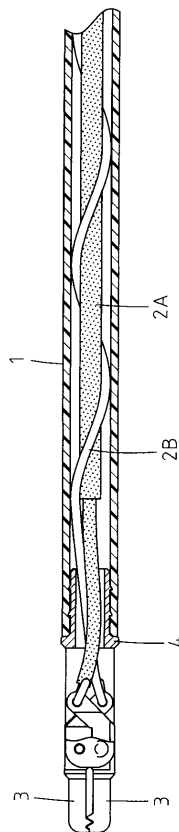
【図 5】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	双极高频内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP2009142513A	公开(公告)日	2009-07-02
申请号	JP2007324144	申请日	2007-12-17
[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	舘林貴明 小松慎也		
发明人	舘林 貴明 小松 慎也		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/39 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/GG23 4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK10 4C060/KK15 4C061/GG15 4C061/HH56 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK39 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C161/GG15 4C161/HH56		
代理人(译)	三井和彦		
其他公开文献	JP5114179B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过从挠性护套的近端侧进行的操作，围绕轴线自由地旋转一对彼此电绝缘并且可以以喙状打开和关闭的高频电极，该高频电极围绕轴线进行操作。提供一种可被精确控制的用于内窥镜的双极高频治疗仪。高频电极（3）以可绕轴旋转的方式安装在设置在挠性护套（1）的前端的电极支撑体（4）上，一对导线（2A，2B）中的至少一根具有旋转传递特性。在使用高扭矩线材2A时，一根导线2A（2B）被电绝缘材料覆盖，另一根导线2B螺旋地缠绕在一根由扭矩线制成的导线2A上，通过从挠性护套1的基端侧沿轴向旋转由扭矩线构成的导线2A中的一个，电极支撑体4沿轴向旋转以打开和闭合—对高频电极3。旨在改变。[选型图]图1

