

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5137758号
(P5137758)

(45) 発行日 平成25年2月6日 (2013.2.6)

(24) 登録日 平成24年11月22日 (2012.11.22)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 6 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2008-239028 (P2008-239028)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成20年9月18日 (2008.9.18)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2010-68981 (P2010-68981A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成22年4月2日 (2010.4.2)	(74) 代理人	100078880
審査請求日	平成23年5月6日 (2011.5.6)		弁理士 松岡 修平
		(72) 発明者	岩田 洋志
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
			Y A 株式会社内
		(72) 発明者	館林 貴明
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
			Y A 株式会社内
		(72) 発明者	小松 慎也
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
			Y A 株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用バイポーラ型高周波処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

可撓性シースの先端に軸線周りに回転自在に配置された先端支持本体に導電材からなる一対の高周波電極が嘴状に開閉自在に取り付けられて、上記可撓性シース内に挿通配置された二本の導電性操作ワイヤの先端が上記一対の高周波電極に個別に連結された内視鏡用バイポーラ型高周波処置具において、

上記二本の導電性操作ワイヤのうちの少なくとも一本に回転伝達性の高いトルクワイヤが用いられると共に、外形の断面形状が非円形状に形成されて上記二本の導電性操作ワイヤが個別に通過する二つのワイヤ通過孔が並列に形成された中子部材が、上記先端支持本体の後端寄りの部分に形成された非円形状孔に嵌めこまれた状態に配置されて、

10

上記二本の導電性操作ワイヤが上記可撓性シースの基端側から軸線周方向に回転操作されると、その回転力が上記中子部材から上記先端支持本体に伝達されて、上記高周波電極が上記可撓性シースの先端において軸線周方向に回転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】

上記可撓性シース内において上記二本の導電性操作ワイヤが一本に束ねられている請求項 1 記載の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具。

【請求項 3】

上記中子部材が、上記先端支持本体の後端寄りの部分に形成された上記非円形状孔内に軸線方向に移動自在に嵌め込まれている請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用バイポーラ型高周

20

波処置具。

【請求項 4】

上記中子部材の外形の断面形状が小判形である請求項 1、2 又は 3 記載の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具。

【請求項 5】

上記二つのワイヤ通過孔のうち少なくとも上記トルクワイヤが通過する方のワイヤ通過孔が、上記中子部材の中心軸以外の位置に形成されている請求項 1 ないし 4 のいずれかの項に記載の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具。

【請求項 6】

上記二つのワイヤ通過孔が離間して形成されている請求項 1 ないし 5 のいずれかの項に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として、可撓性シースの先端に配置された先端支持本体に高周波電極が嘴状に開閉自在に取り付けられて、高周波電極を開閉駆動するための二本の導電性操作ワイヤが可撓性シース内に挿通配置された構成されたものがよく知られている（例えば、特許文献 1）。

【0003】

そのような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、高周波電極を支持する先端支持本体を可撓性チューブの先端に軸線周り方向に回転自在に取り付けると共に、可撓性シース内にマルチルーメンチューブを緩く挿通配置して、マルチルーメンチューブの二つの貫通孔内に導電性操作ワイヤを個別に通す構成を採ったものもある（例えば、特許文献 2）。

【0006】

そのようにすることで、可撓性シースの基端側から導電性操作ワイヤを回転操作すれば、高周波電極を支持する先端支持本体が可撓性シースの先端で軸線周り方向に回転し、高周波電極の向きを従前よりスムーズに変えることができる。

【特許文献 1】特開 2003 - 299667

【特許文献 2】特開 2007 - 215896

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、特許文献 2 に記載された発明のような構成を採った場合でも、導電性操作ワイヤの回転力は、可撓性シースの先端に回転自在に取り付けられた先端支持本体に直接伝えられるのではなく、導電性操作ワイヤからその先端が連結された高周波電極を経由して先端支持本体に伝えられる。

【0008】

10

20

30

40

50

そのため、導電性操作ワイヤが可撓性シースの先端と高周波電極との間の空間領域で撓むことにより、可撓性シース内における導電性操作ワイヤの回転動作に対して先端支持本体の回転動作に遅れが生じたり、高周波電極の開閉動作に遅れや不足が発生したりする場合がある。

【 0 0 0 9 】

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 - 1 2 6 6 4 8）の技術を転用して、導電性操作ワイヤにトルクワイヤを用いることが考えられるが、単純にトルクワイヤを用いても、上述のような回転動作の伝達順には変化がないので、動作遅れ等の発生は避けられない。

【 0 0 1 0 】

本発明は、可撓性シース内に二本の導電性操作ワイヤが挿通配置された内視鏡用バイポーラ型高周波処置具において、手元側からの操作により高周波電極の向きの変換と開閉動作等を遅れなくスムーズに行わせ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】

【 0 0 1 1 】

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、可撓性シースの先端に軸線周りに回転自在に配置された先端支持本体に導電材からなる一対の高周波電極が嘴状に開閉自在に取り付けられて、可撓性シース内に挿通配置された二本の導電性操作ワイヤの先端が一対の高周波電極に個別に連結された内視鏡用バイポーラ型高周波処置具において、二本の導電性操作ワイヤのうちの少なくとも一本に回転伝達性の高いトルクワイヤが用いられると共に、外形の断面形状が非円形状に形成されて二本の導電性操作ワイヤが個別に通過する二つのワイヤ通過孔が並列に形成された中子部材が、先端支持本体の後端寄りの部分に形成された非円形状孔に嵌めこまれた状態に配置されて、二本の導電性操作ワイヤが可撓性シースの基端側から軸線周り方向に回転操作されると、その回転力が中子部材から先端支持本体に伝達されて、高周波電極が可撓性シースの先端において軸線周り方向に回転するようにしたものである。

【 0 0 1 2 】

なお、可撓性シース内において二本の導電性操作ワイヤが一本に束ねられていてもよく、中子部材が、先端支持本体の後端寄りの部分に形成された非円形状孔内に軸線方向に移動自在に嵌め込まれていてもよく、中子部材の外形の断面形状が小判形であってもよい。

【 0 0 1 3 】

また、二つのワイヤ通過孔のうち少なくともトルクワイヤが通過する方のワイヤ通過孔が、中子部材の中心軸以外の位置に形成されていてもよく、二つのワイヤ通過孔が離間して形成されていてもよい。

【発明の効果】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、二本の導電性操作ワイヤが可撓性シースの基端側から軸線周り方向に回転操作されると、そのトルクワイヤの回転力が中子部材から先端支持本体に伝達され、先端支持本体に支持された高周波電極がそれによって可撓性シースの先端において軸線周り方向に回転するので、手元側からの操作により高周波電極の向きの変換と開閉動作等を遅れなくスムーズに行わせることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 5 】

可撓性シースの先端に軸線周りに回転自在に配置された先端支持本体に導電材からなる一対の高周波電極が嘴状に開閉自在に取り付けられて、可撓性シース内に挿通配置された二本の導電性操作ワイヤの先端が一対の高周波電極に個別に連結された内視鏡用バイポーラ型高周波処置具において、二本の導電性操作ワイヤのうちの少なくとも一本に回転伝達性の高いトルクワイヤが用いられると共に、外形の断面形状が非円形状に形成されて二本の導電性操作ワイヤが個別に通過する二つのワイヤ通過孔が並列に形成された中子部材が

、先端支持本体の後端寄りの部分に形成された非円形状孔に嵌めこまれた状態に配置されて、二本の導電性操作ワイヤが可撓性シースの基端側から軸線周り方向に回転操作されると、その回転力が中子部材から先端支持本体に伝達されて、高周波電極が可撓性シースの先端において軸線周り方向に回転するようにする。

【実施例】

【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図2は本発明が適用された内視鏡用パイプーラ型高周波処置具の全体構成を示しており、1は、例えば四フッ化エチレン樹脂チューブ等のような可撓性チューブで形成された可撓性シースであり、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の直径は、例えば2mm程度であり、長さは例えば1.5～2m程度である。

10

【0017】

可撓性シース1内には、互いの間が電氣的に絶縁された導電性の二本の導電性操作ワイヤ2A、2Bが全長にわたって緩く挿通配置されている。可撓性シース1の先端に設けられた先端支持本体3には、一対の高周波電極4が嘴状に開閉自在に取り付けられている。

【0018】

可撓性シース1の基端には、高周波電極4の開閉操作等を遠隔的に行うための操作部10が連結されている。具体的には、可撓性シース1の基端に固定的に取り付けられた回転保持環12が操作部本体11の先端に軸線周り方向に回転自在に連結されている。1Aは、可撓性シース1の基端付近が急激に曲がって折損するのを防止するための折れ止めチューブである。

20

【0019】

操作部本体11に形成されたスリット11aに沿ってスライド自在に設けられたスライド操作部材13には、二本の導電性操作ワイヤ2A、2Bの基端が連結され、各導電性操作ワイヤ2A、2Bに電氣的に接続された二本の導電線14の先端に高周波電源プラグ15が取り付けられている。

【0020】

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高周波電源プラグ15を接続することにより導電性操作ワイヤ2A、2Bに高周波電流を通電することができ、矢印Aで示されるようにスライド操作部材13をスライド操作することにより導電性操作ワイヤ2A、2Bが可撓性シース1内で軸線方向に進退し、回転保持環12を保持して、矢印Bで示されるように操作部10全体を回転操作することにより、可撓性シース1内で導電性操作ワイヤ2A、2Bが軸線周り方向に回転する。

30

【0021】

図3と図4は内視鏡用パイプーラ型高周波処置具の先端部分を示しており、図3は一対の高周波電極4が閉じた状態を示し、図4は開いた状態を示している。導電性金属材料からなる一対の高周波電極4は、電気絶縁性の材料からなる先端支持本体3の先端部分に、互いの間が電氣的に絶縁された状態に前方に向かって開閉自在に一対の支軸5で個別に支持されている。

【0022】

40

各高周波電極4の一部であって支軸より後方に延出する駆動アーム部4aは、先端支持本体3の先寄りの半部に形成されたスリット3a内に配置されている。なお、図3及び図4にはその部分が略示されており、正確には、図3におけるV-V断面を図示する図5に示されるように、この実施例の各駆動アーム部4aは、先端支持本体3に別々に形成されたスリット3a内に個別に配置されている。

【0023】

導電性操作ワイヤ2A、2Bとしては、回転伝達性の高い太い導電性のトルクワイヤ2Aと導電性のやや細い非トルクワイヤ2Bとが並列に並べられて、可撓性シース1内においては、図3におけるVI-VI断面を図示する図6にも示されるように、二本の導電性操作ワイヤ2A、2Bが、例えば熱収縮チューブ等からなる結束チューブ2Cにより一本に束

50

ねられている。

【0024】

そして、各導電性操作ワイヤ2A, 2Bの先端が二つの駆動アーム部4aの後端付近に機械的及び電氣的に個別に連結されている。なお、結束チューブ2Cとしてマルチルーメン等を用いてもよい。また、二本の導電性操作ワイヤ2A, 2Bを可撓性シース1内で必ずしも一本に結束しなくても差し支えない。

【0025】

先端支持本体3の後端寄りの半部は、可撓性シース1の先端内に緩く嵌め込まれる筒状部になっている。その筒状部の外周面は断面形状が円形に形成されて、先が尖った複数の周状突起3bが突出形成され、その周状突起3bが可撓性シース1の内周壁に食い込んで
10 抜け止めになっている。その結果、先端支持本体3は、軸線周り方向に回転自在であって軸線方向には移動できない状態に可撓性シース1の先端に取り付けられている。

【0026】

そのような先端支持本体3の後端寄りの半部には、図3におけるVII-VII断面を図示する図7と、分解斜視図である図1に示されるように、外形の断面形状が例えば小判形等のような非円形状に形成された中子部材6が嵌め込まれている。

【0027】

中子部材6の中心軸位置以外の位置には、例えば180°偏位した二箇所に離間して、二本の導電性操作ワイヤ2A, 2Bの各々の太さに対応した大小二つのワイヤ通過孔7A, 7Bが並列に形成されて、二本の導電性操作ワイヤ2A, 2Bがそこに個別に通されて
20 いる。

【0028】

なお、中子部材6の断面形状は、非円形であれば小判形でなくてもよい。また、ワイヤ通過孔7A, 7Bは、図示されるように中子部材6の外縁部に溝状に形成されていてもよく、或いは周囲が全て閉じた孔状に形成されていてもよい。

【0029】

また、二つのワイヤ通過孔7A, 7Bのうち一方(特に、細い方のワイヤ通過孔7B)が中子部材6の中心軸位置にあっても差し支えなく、二つのワイヤ通過孔7A, 7Bが、完全に離間せずにつながった状態に形成されていても差し支えない。

【0030】

先端支持本体3の後端寄りの半部の内側部分は、中子部材6が軸線周りに回転しないように嵌め込まれる非円形状孔8になっている。中子部材6を非円形状孔8内で軸線方向に移動自在に配置すると、中子部材6が導電性操作ワイヤ2A, 2Bと共に進退して、高周波電極4の開閉がスムーズに行われる。ただし、中子部材6が非円形状孔8内に固定されていても差し支えない。

【0031】

なお、中子部材6が嵌め込まれる非円形状孔8は、この実施例では、中子部材6の外形と同じ小判形の断面形状に形成されているが、中子部材6の軸線周り方向の回転を規制する形状であれば、必ずしも中子部材6の外形形状と同形状でなくてもよい。

【0032】

このような構成により、図3に示されるように、二本の導電性操作ワイヤ2A, 2Bが操作部10側から牽引操作されると、一対の高周波電極4が閉じた状態になり、図4に示されるように、二本の導電性操作ワイヤ2A, 2Bが操作部10側から押し込み操作されると、一対の高周波電極4が動作遅れなくスムーズに開いた状態になる。

【0033】

そして、二本の導電性操作ワイヤ2A, 2Bが操作部10側から回転操作されると、トルクワイヤ2Aによって可撓性シース1の先端側までロスなく伝達された回転力が、中子部材6を介して先端支持本体3の後端側に直接伝達され、それによって、先端支持本体3が操作部10での操作に対して遅れなく軸線周り方向に回転し、先端支持本体3の先端に支持されている一対の高周波電極4の開閉方向がスムーズに変化する。
50

【 0 0 3 4 】

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、一対の導電性操作ワイヤ 2 A , 2 B を共にトルクワイヤで形成しても、上記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の部分分解斜視図である。

【図 2】本発明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図である。

10

【図 3】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の閉状態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バイポーラ型高周波処置具の開状態の先端部分の側面断面図である。

【図 5】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の図 3 における V - V 断面図である。

【図 6】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の図 3 における VI - VI 断面図である。

【図 7】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の図 3 における VII - VII 断面図である。

20

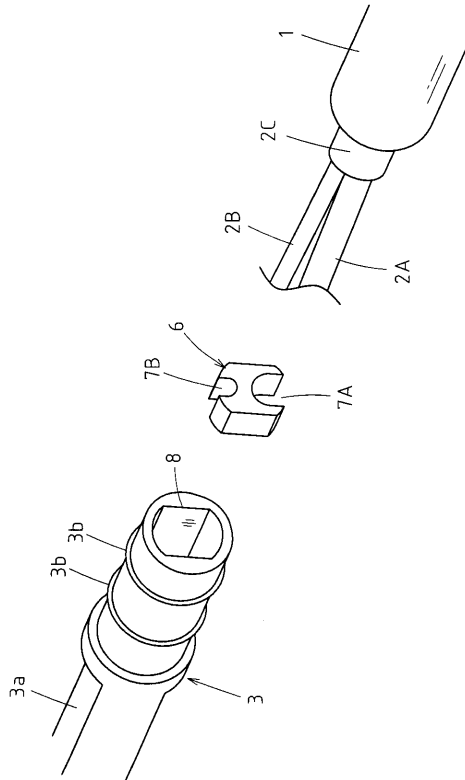
【符号の説明】

【 0 0 3 6 】

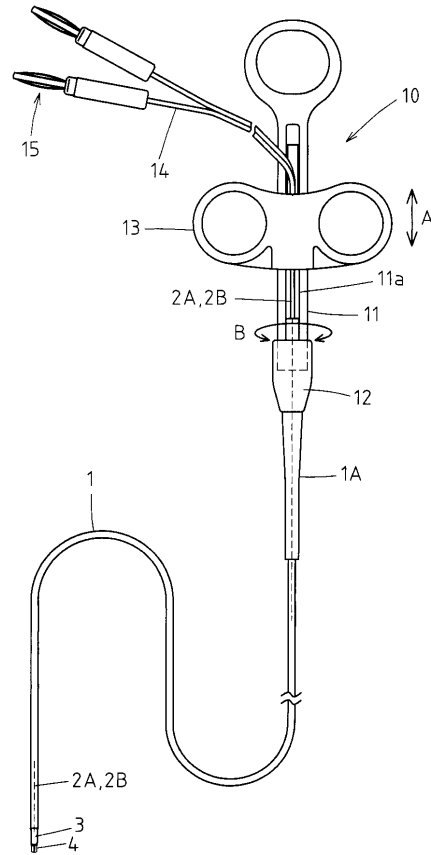
- 1 可撓性シース
- 2 A , 2 B 導電性操作ワイヤ
- 2 A トルクワイヤ
- 2 B 非トルクワイヤ
- 2 C 結束チューブ
- 3 先端支持本体
- 4 高周波電極
- 6 中子部材
- 7 A , 7 B ワイヤ通過孔
- 8 非円形状孔
- 1 0 操作部

30

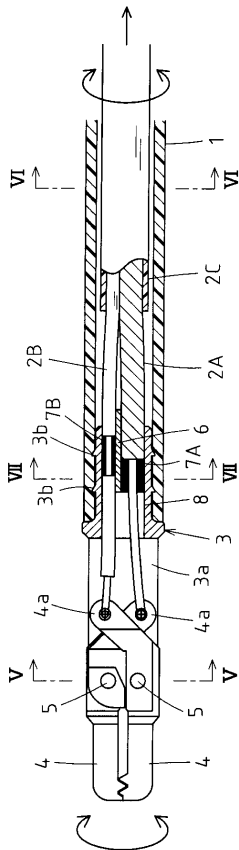
【図 1】



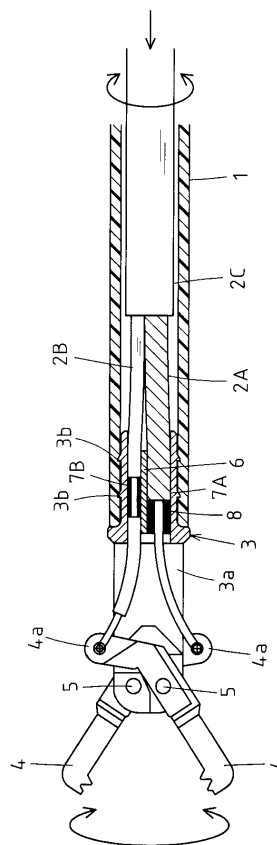
【図 2】



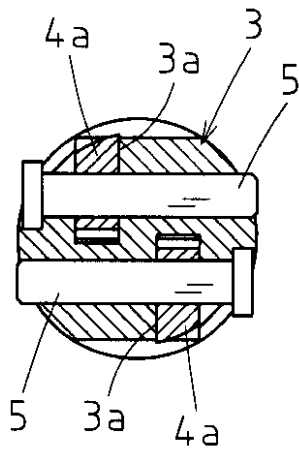
【図 3】



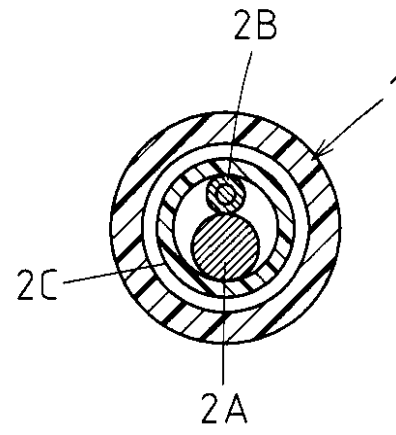
【図 4】



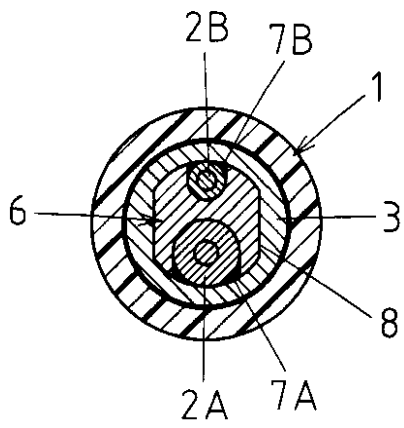
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

審査官 津田 真吾

- (56)参考文献 特開 2 0 0 9 - 1 1 9 0 8 3 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 1 5 8 9 6 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 0 1 6 3 0 9 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 2 9 9 6 6 7 (J P , A)
特開平 1 1 - 1 1 3 9 1 8 (J P , A)
特開平 0 8 - 1 2 6 6 4 8 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 7 / 2 8 - 1 7 / 2 9 5
A 6 1 B 1 8 / 1 2 - 1 8 / 1 6

专利名称(译)	双极高频内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP5137758B2	公开(公告)日	2013-02-06
申请号	JP2008239028	申请日	2008-09-18
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	岩田洋志 舘林貴明 小松慎也		
发明人	岩田 洋志 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	4C061/GG15 4C061/HH57 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK39 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN13 4C161/GG15 4C161/HH57		
审查员(译)	津田慎吾		
其他公开文献	JP2010068981A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜双极高频仪器，其配置两根导电线插入可弯曲护套，其背面操作以允许快速和平滑地引导高频电极改变方向和打开/关闭。ŽSOLUTION：该仪器包括：两根导电线2A，2B，其中至少有一根用作扭矩线2A以高度传递旋转；中间体6形成具有非圆形部分，并且设置有两个平行形成的导线孔7A，7B，以使两根导电线2A，2B分别通过，并且进一步设置成嵌入自身中。两个导电线2A，2B旋转以使得轴线从可弯曲护套1的后侧居中，以将旋转动力通过中间体6传递到尖端载体3上。两个导电线2A，2B旋转。Ž

