

(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2007-215787

(P2007-215787A)

(43) 公開日 平成19年8月30日(2007.8.30)

| | | |
|-------------------------|----------------------|-------------|
| (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 17/32 (2006.01) | A 6 1 B 17/32 3 3 0 | 4 C 0 6 1 |
| A 6 1 B 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 3 3 4 D | |

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2006-40075 (P2006-40075)
 (22) 出願日 平成18年2月17日 (2006.2.17)

(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 杉田 憲幸
 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 KK14 MM26
 4C061 GG15 HH57 JJ06

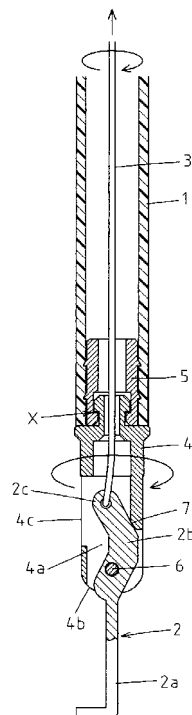
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波ナイフ

(57) 【要約】

【課題】 シンプルで簡単な構造により、先端が鉤形に曲がった高周波電極の向きを手元側からの操作で任意に変えることができ、小回りのきいた内視鏡的切開処置を行うことができるようにした内視鏡用高周波ナイフを提供すること。

【解決手段】 先端が鉤形に曲がった高周波電極 2 を支持する電極支持部材 4 を、可撓性チューブ 1 の最先端部分に内挿固定された先端支持筒 5 に軸線周りに回転自在に且つ軸線方向には移動しないように係合させて、導電線 3 を基端側から軸線周りに回転操作することにより、高周波電極 2 と電極支持部材 4 とが一体となって回転するようにした。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端が鉤形に曲がった導電性の高周波電極が電気絶縁性の可撓性チューブの先端に前方に突出した状態に配置されて、上記可撓性チューブ内に挿通配置された導電線の先端が上記高周波電極に接続された内視鏡用高周波ナイフにおいて、

上記高周波電極を支持する電極支持部材を、上記可撓性チューブの最先端部分に内挿固定された先端支持筒に軸線周りに回転自在に且つ軸線方向には移動しないように係合させて、上記導電線を基端側から軸線周りに回転操作することにより、上記高周波電極と上記電極支持部材とが一体となって回転するようにしたことを特徴とする内視鏡用高周波ナイフ。

10

【請求項 2】

上記導電線が基端側から強く牽引操作された状態と強く押し込み操作された状態においては各々、上記電極支持部材とそれに当接する上記先端支持筒又は上記可撓性チューブとの間の摩擦抵抗が増大する請求項 1 記載の内視鏡用高周波ナイフ。

【請求項 3】

上記高周波電極が上記電極支持部材に首振り自在に支持されていて、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高周波電極が首振り動作をする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波ナイフ。

【請求項 4】

上記導電線が基端側から牽引操作された状態では、上記高周波電極が上記可撓性チューブの前方に向かって真っ直ぐに突出した状態になる請求項 3 記載の内視鏡用高周波ナイフ。

20

【請求項 5】

上記導電線が基端側から押し込み操作された状態では、上記高周波電極が上記可撓性チューブの斜め前方に向かって突出した状態になる請求項 3 又は 4 記載の内視鏡用高周波ナイフ。

【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され、高周波電流を通電して体内粘膜の切開等に用いられる内視鏡用高周波ナイフに関する。

30

【背景技術】

【0002】

内視鏡用高周波ナイフは一般に、電気絶縁性の可撓性チューブの先端に棒状の導電性の高周波電極が前方に向かって突出する状態に配置されて、可撓性チューブ内に挿通配置された導電線の先端が高周波電極の後端部に接続され、導電線を介して高周波電極に高周波電流を通電することができるように構成されている。そして、粘膜表面の切開等に用いられる内視鏡用高周波ナイフは、先端が鉤形に曲がった形状に形成されているものが少なくない（例えば、特許文献 1）。

【特許文献 1】特開 2005 - 204768

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

内視鏡用高周波ナイフによる処置は、体内粘膜を狙った通りの方向に狙った通りの深さで狙った通りの範囲だけ切開する必要があるが、非常に微妙な動作制御を必要とする場合が少なくない。そのため、内視鏡の挿入部の先端から突出された高周波電極の向きを、所望される切開状態に合わせて調整する必要があるが生じる。

【0004】

しかし、内視鏡に設けられた湾曲部の屈曲動作や処置具起上装置の起上操作等による方向変換等では、高周波電極の向きを小回りがきいた状態に変えることができない。また、

50

高周波ナイフを構成する可撓性チューブの先端近傍を遠隔操作によって屈曲するように構成しても、構造が徒に複雑になるにもかかわらず高周波電極の小回りがそれほど可能になるわけでもない。

【0005】

そこで本発明は、シンプルで簡単な構造により、先端が鉤形に曲がった高周波電極の向きを手元側からの操作で任意に変えることができ、小回りのきいた内視鏡的切開処置を行うことができるようにした内視鏡用高周波ナイフ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】

【0006】

上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用高周波ナイフは、先端が鉤形に曲がった導電性の高周波電極が電気絶縁性の可撓性チューブの先端に前方に突出した状態に配置されて、可撓性チューブ内に挿通配置された導電線の先端が高周波電極に接続された内視鏡用高周波ナイフにおいて、高周波電極を支持する電極支持部材を、可撓性チューブの最先端部分に内挿固定された先端支持筒に軸線周りに回転自在に且つ軸線方向には移動しないように係合させて、導電線を基端側から軸線周りに回転操作することにより、高周波電極と電極支持部材とが一体となって回転するようにしたものである。

10

【0007】

なお、導電線が基端側から強く牽引操作された状態と強く押し込み操作された状態においては各々、電極支持部材とそれに当接する先端支持筒又は可撓性チューブとの間の摩擦抵抗が増大するようにしてもよい。

20

【0008】

また、高周波電極が電極支持部材に首振り自在に支持されていて、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高周波電極が首振り動作をするようにしてもよく、その場合、導電線が基端側から牽引操作された状態では、高周波電極が可撓性チューブの前方に向かって真っ直ぐに突出した状態になるようにしてもよい。そして、導電線が基端側から押し込み操作された状態では、高周波電極が可撓性チューブの斜め前方に向かって突出した状態になるようにしてもよい。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、先端が鉤形に曲がった高周波電極を支持する電極支持部材を、可撓性チューブの最先端部分に内挿固定された先端支持筒に軸線周りに回転自在に且つ軸線方向には移動しないように係合させて、導電線を基端側から軸線周りに回転操作することにより、高周波電極と電極支持部材とが一体となって回転するようにしたことにより、シンプルで簡単な構造により、先端が鉤形に曲がった高周波電極の向きだけを手元側からの操作で任意に変えることができ、小回りのきいた内視鏡的切開処置を行うことができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

先端が鉤形に曲がった導電性の高周波電極が電気絶縁性の可撓性チューブの先端に前方に突出した状態に配置されて、可撓性チューブ内に挿通配置された導電線の先端が高周波電極に接続された内視鏡用高周波ナイフにおいて、高周波電極を支持する電極支持部材を、可撓性チューブの最先端部分に内挿固定された先端支持筒に軸線周りに回転自在に且つ軸線方向には移動しないように係合させて、導電線を基端側から軸線周りに回転操作することにより、高周波電極と電極支持部材とが一体となって回転するようにする。

40

【実施例】

【0011】

図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図7は、本発明の内視鏡用高周波ナイフを示しており、電気絶縁性の可撓性チューブ1の最先端部分に取り付けられた電極支持部材4に、導電性の高周波電極2が首振り自在に支持されて前方に向かって突出した状態に配置されている。

【0012】

50

可撓性チューブ 1 内には、導電性の操作ワイヤ 3 (導電線) が軸線方向に進退自在に全長にわたって挿通配置されて、その先端が高周波電極 2 に接続されている。操作ワイヤ 3 としては、回転追従性のよいいわゆるトルクワイヤが用いられている。

【0013】

可撓性チューブ 1 の基端には操作部 10 が連結されており、操作部 10 にスライド自在に配置されたスライド操作部材 11 に操作ワイヤ 3 の基端が固定されている。したがって、スライド操作部材 11 をスライド操作することにより、操作ワイヤ 3 が進退操作されて可撓性チューブ 1 の先端で高周波電極 2 を首振り動作させることができる。

【0014】

可撓性チューブ 1 の基端に取り付けられている基端口金 1A は、操作部 10 に対して軸線周りに回転自在に (但し軸線方向には移動できないように) 連結されて押さえナット 13 で保持されており、可撓性チューブ 1 の基端付近 (例えば折れ止め 1B 部分) を指先で摘んで固定して操作部 10 を軸線周りに回転させれば、可撓性チューブ 1 内で操作ワイヤ 3 を軸線周りに回転させることができる。

10

【0015】

操作部 10 のスライド操作部材 11 には、図示されていない高周波電源コードを接続するための接続端子 12 が設けられており、そこに高周波接続端子を接続することにより、操作ワイヤ 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。

【0016】

図 8 は、内視鏡用高周波ナイフが内視鏡 50 の処置具挿通チャンネルに通された使用状態を示しており、処置具挿入口 51 から処置具挿通チャンネルに差し込まれた可撓性チューブ 1 の先端部分が内視鏡挿入部先端の処置具突出部 52 から突出し、可撓性チューブ 1 の先端から突出する高周波電極 2 に高周波電流を通電することにより、高周波電極 2 に接触している体内粘膜をジュール熱で切開することができる。操作部 10 の接続端子 12 には高周波電源コード 20 が接続されている。

20

【0017】

図 1 は、内視鏡用高周波ナイフの先端部分を示しており、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チューブ 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。

【0018】

可撓性チューブ 1 の最先端部分には、略円筒状の先端支持筒 5 が可撓性チューブ 1 と先端面が揃う位置まで圧入された状態に挿入され、先端支持筒 5 の外周に突出する小さな尖状の突起が可撓性チューブ 1 の内周面に食い込んでその状態が固定されている。

30

【0019】

電極支持部材 4 の後端部分に形成された細径部は先端支持筒 5 内に差し込み係合され、その係合部 X で、先端支持筒 5 の内周面の径を変化させて形成された凹凸部と電極支持部材 4 の外周面の径を変化させて形成された凹凸部とが係合することにより、電極支持部材 4 が、先端支持筒 5 の軸線周り (即ち、可撓性チューブ 1 の最先端部分の軸線周り) に回転自在に但し軸線方向には移動できない状態になっている。

【0020】

その結果、電極支持部材 4 の太径部は、可撓性チューブ 1 の先端から真っ直ぐ前方に突出した状態になり、電極支持部材 4 の軸線は可撓性チューブ 1 の最先端部分の軸線の延長線と略一致している。

40

【0021】

高周波電極 2 は、電極支持部材 4 から前方に突出する先側半部 2a が、先端が鉤形に曲がった棒状に形成され、先側半部 2a より厚みが与えられて略「く」の字状に曲がった形状に形成された後側半部 2b は、電極支持部材 4 に形成された内部空間 4a 内に納まっている。

【0022】

高周波電極 2 の後側半部 2b は支軸 6 によって電極支持部材 4 に回動自在に支持されて

50

いて、その後端部 2 c に操作ワイヤ 3 の先端が連結されている。電極支持部材 4 の内部空間 4 a は、高周波電極 2 が支軸 6 を中心に回動することができるように、先側開口 4 b と側面開口 4 c とにおいてスリット状に電極支持部材 4 の外面に開口している。

【0023】

このような構成により、操作ワイヤ 3 が操作部 10 側から牽引操作された状態では、図 1 及び図 2 に示されるように、高周波電極 2 の後側半部 2 b が電極支持部材 4 の先側開口 4 b の後端部分で形成された第 1 ストップ 7 に当接して、高周波電極 2 の先側半部 2 a が電極支持部材 4 から真っ直ぐ前方に突出した状態になる。

【0024】

そして、操作部 10 側から操作ワイヤ 3 を回転操作すると、図 1 から明らかなように、操作ワイヤ 3 の先端が連結されている高周波電極 2 を介して電極支持部材 4 が軸線周りに回転して、図 3 に示されるように、電極支持部材 4 と高周波電極 2 とが一体になって可撓性チューブ 1 の最先端部の軸線の延長線周りに回転し、鉤形に曲がった高周波電極 2 の先端の向きを任意に変えることができ、小回りのきいた内視鏡的切開処置を行うことができる。

10

【0025】

ただし、操作ワイヤ 3 が操作部 10 側から強く牽引操作された状態では、図 1 に示されるように、先端支持筒 5 の先端面及びそれと同面の可撓性チューブ 1 の先端面とに電極支持部材 4 の太径部の後端面が強く当接して、その部分の摩擦抵抗が増大するので、操作ワイヤ 3 の基端側に回転力が作用しても電極支持部材 4 が回転し難くなる。したがって、高周波電極 2 が真っ直ぐの状態を保持して高周波切開処置を安全に行うことができる。

20

【0026】

また、操作ワイヤ 3 が操作部 10 側から押し込み操作されると、図 4 及び図 5 に示されるように、高周波電極 2 が支軸 6 を中心に回動し、高周波電極 2 の後側半部 2 b が電極支持部材 4 の側面開口 4 c から外部に飛び出して、側面開口 4 c の前端部分で形成された第 2 ストップ 8 に当接し、高周波電極 2 の先側半部 2 a が電極支持部材 4 の先端から斜め前方に向けて首を振った状態になる。

【0027】

そして、操作部 10 側から操作ワイヤ 3 を回転操作すると、図 4 から明らかなように、操作ワイヤ 3 の先端が連結されている高周波電極 2 を介して電極支持部材 4 が軸線周りに回転して、図 6 に示されるように、電極支持部材 4 と高周波電極 2 とが一体になって可撓性チューブ 1 の最先端部の軸線の延長線周りに回転し、斜め前方に首を振った状態の高周波電極 2 の向きを任意に変えて、小回りのきいた内視鏡的切開処置を行うことができる。

30

【0028】

ただし、操作ワイヤ 3 が操作部 10 側から強く押し込み操作された状態では、図 4 に示されるように、電極支持部材 4 と先端支持筒 5 との係合部 X で電極支持部材 4 の端面と先端支持筒 5 の端面とが強く当接し合っ、その部分の摩擦抵抗が増大するので、操作ワイヤ 3 の基端側に回転力が作用しても電極支持部材 4 が回転し難くなる。したがって、高周波電極 2 が斜め前方に首を振った状態を保持して高周波切開処置を安全に行うことができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図 1】本発明の実施例の内視鏡用高周波ナイフの高周波電極が真っ直ぐの状態の先端部分の側面断面図である。

【図 2】本発明の実施例の内視鏡用高周波ナイフの高周波電極が真っ直ぐの状態の先端部分の斜視図である。

【図 3】本発明の実施例の内視鏡用高周波ナイフの高周波電極が真っ直ぐの状態に回転した状態の先端部分の斜視図である。

【図 4】本発明の実施例の内視鏡用高周波ナイフの高周波電極が首を振った状態の先端部分の側面断面図である。

50

【図5】本発明の実施例の内視鏡用高周波ナイフの高周波電極が首を振った状態の先端部分の斜視図である。

【図6】本発明の実施例の内視鏡用高周波ナイフの高周波電極が首を振った状態で回転した状態の先端部分の斜視図である。

【図7】本発明の実施例の内視鏡用高周波ナイフの全体構成を示す側面図である。

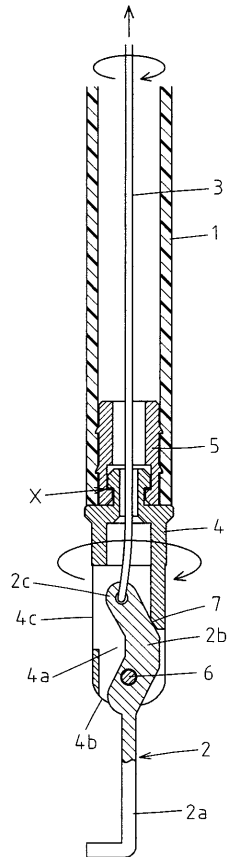
【図8】本発明の実施例の内視鏡用高周波ナイフが内視鏡の処置具挿通チャンネルに通された状態の側面図である。

【符号の説明】

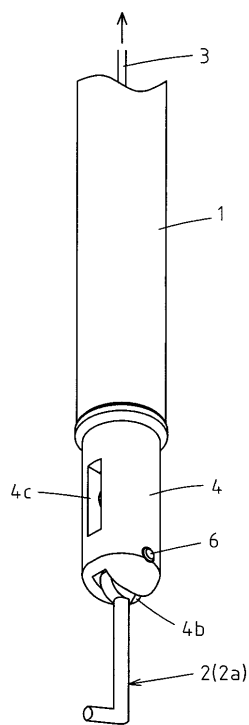
【0030】

- 1 可撓性チューブ
- 2 高周波電極
- 3 操作ワイヤ（導電線）
- 4 電極支持部材
- 5 先端支持筒
- 6 支軸
- 10 操作部
- X 係合部

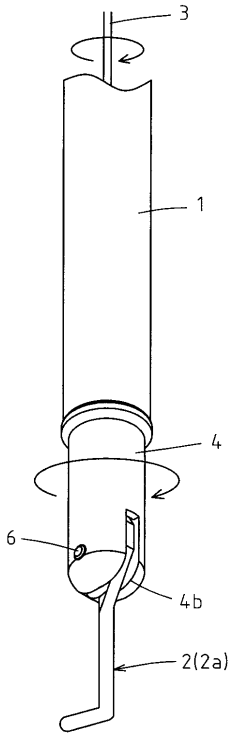
【図1】



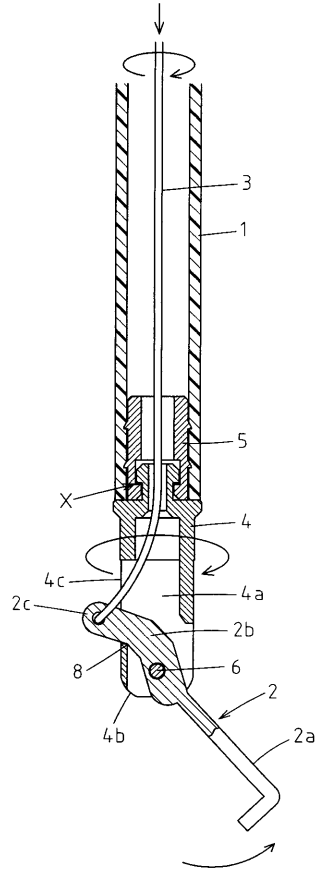
【図2】



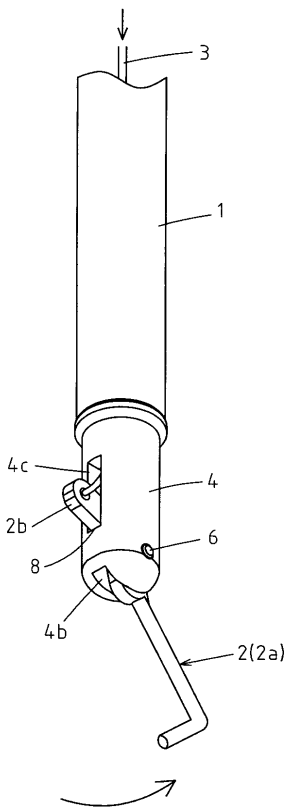
【 図 3 】



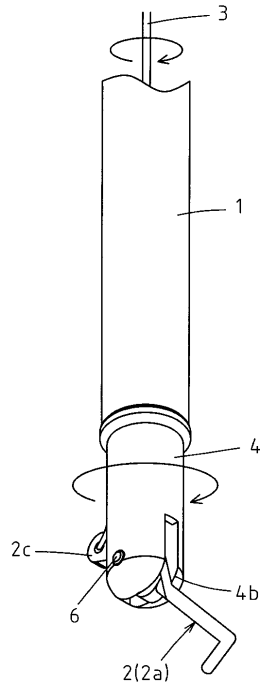
【 図 4 】



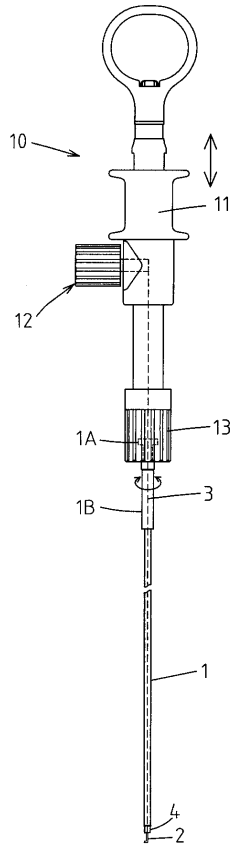
【 図 5 】



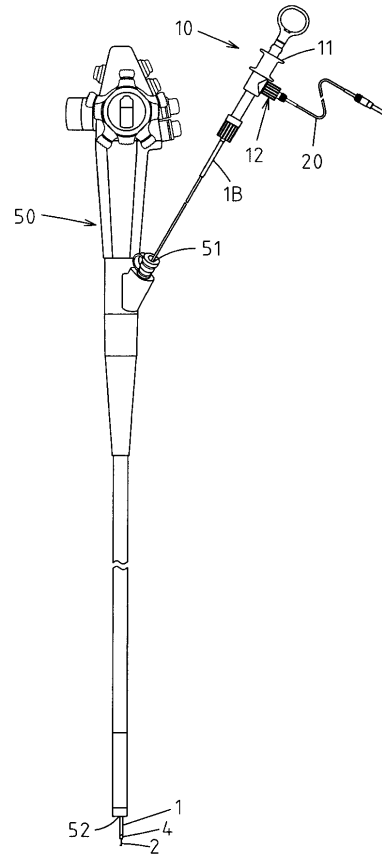
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于内窥镜的高频刀 | | |
| 公开(公告)号 | JP2007215787A | 公开(公告)日 | 2007-08-30 |
| 申请号 | JP2006040075 | 申请日 | 2006-02-17 |
| [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 | 杉田 憲幸 | | |
| 发明人 | 杉田 憲幸 | | |
| IPC分类号 | A61B18/14 A61B17/32 A61B1/00 | | |
| CPC分类号 | A61B2017/2929 | | |
| FI分类号 | A61B17/39.311 A61B17/32.330 A61B1/00.334.D A61B1/00.622 A61B1/018.515 A61B18/14 | | |
| F-TERM分类号 | 4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK14 4C060/MM26 4C061/GG15 4C061/HH57 4C061/JJ06 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK14 4C160/KK36 4C160/MM43 4C160/MM53 4C160/NN02 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C161/GG15 4C161/HH57 4C161/JJ06 | | |
| 代理人(译) | 三井和彦 | | |
| 其他公开文献 | JP4425224B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：通过简单且简单的结构，通过从近端侧进行操作来改变其尖端弯曲成钩形的高频电极的方向，从而以小转弯进行内窥镜切口治疗。提供一种用于内窥镜的高频刀，这是可能的。支撑高频电极(2)的电极支撑构件(4)可在插入并固定到挠性管(1)的最远端的尖端支撑筒(5)中绕轴线旋转，该高频电极的尖端弯曲成钩形。通过使导线3接合而使高频电极2和电极支撑构件4一体地旋转，以使其在轴向上不移动，并且使导线3从基端侧绕轴线旋转。[选型图]图1

