

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4425223号
(P4425223)

(45) 発行日 平成22年3月3日(2010.3.3)

(24) 登録日 平成21年12月18日(2009.12.18)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 18/14 (2006.01) A 6 1 B 17/39 3 1 7
A 6 1 B 17/32 (2006.01) A 6 1 B 17/32 3 3 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 9 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2006-40074 (P2006-40074)	(73) 特許権者	000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号
(22) 出願日	平成18年2月17日 (2006. 2. 17)	(74) 代理人	100091317 弁理士 三井 和彦
(65) 公開番号	特開2007-215786 (P2007-215786A)	(72) 発明者	杉田 憲幸 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペ ンタックス株式会社内
(43) 公開日	平成19年8月30日 (2007. 8. 30)	(72) 発明者	岩田 洋志 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペ ンタックス株式会社内
審査請求日	平成20年11月10日 (2008. 11. 10)	審査官	川端 修

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波ナイフ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電気絶縁性の可撓性チューブの先端に導電性の高周波電極が前方に突出して配置されて、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、

上記可撓性チューブの先端部分付近を単体の状態で非円形をなす断面形状に形成すると共に、上記可撓性チューブの上記非円形の断面形状部分を弾性変形させて押し広げる円形の断面形状の外周を有する内挿部材を、上記可撓性チューブ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上記可撓性チューブの先端部分付近に内挿させて、上記導電線と上記内挿部材とを上記導電線の軸線周り方向の回転動作と軸線方向の進退動作が上記内挿部材に伝達されるように連結し、上記導電線を上記可撓性チューブの基端側から上記可撓性チューブに対して軸線周り方向に回転操作及び軸線方向に進退操作すると、上記可撓性チューブの先端部分において、上記内装部材により押し広げられた上記可撓性チューブの先端部分が上記非円形の断面形状に戻ろうとする弾性力によって上記内挿部材と上記可撓性チューブとの間に摩擦抵抗が発生する状態で、上記高周波電極と上記内挿部材とが上記可撓性チューブに対して軸線周り方向に回転及び軸線方向に進退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。

【請求項 2】

上記可撓性チューブの先端付近の非円形の断面形状部分が楕円状の断面形状である請求項 1 記載の内視鏡用高周波ナイフ。

【請求項 3】

上記可撓性チューブの先端付近の非円形の断面形状部分が多角形状の断面形状である請求項 1 記載の内視鏡用高周波ナイフ。

【請求項 4】

上記高周波電極の基部と上記導電線の先端部とが各々連結固定された電極支持部材が設けられていて、その電極支持部材が上記挿部材になっている請求項 1、2 又は 3 記載の内視鏡用高周波ナイフ。

【請求項 5】

上記電極支持部材が円柱状に形成されてその軸線位置に上記高周波電極の基端部分と上記導電線の先端部分が連結固定されている請求項 4 記載の内視鏡用高周波ナイフ。

10

【請求項 6】

上記高周波電極が先端付近が鉤形に曲がった棒状の形状に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高周波ナイフ。

【請求項 7】

上記高周波電極の、少なくとも上記可撓性チューブの先端から突出する部分が真っ直ぐな棒状に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高周波ナイフ。

【請求項 8】

上記可撓性チューブの断面形状が楕円状である部分の軸線方向長さを L_1 とし、上記挿部材の軸線方向長さを L_4 としたとき、 L_4 / L_1 の値が、 $0.5 \sim 1.5$ の範囲にある請求項 1 ないし 5 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波ナイフ。

20

【請求項 9】

上記可撓性チューブの断面形状が楕円状である部分の軸線方向長さを L_1 とし、上記挿部材の軸線方向長さを L_4 としたとき、 L_4 / L_1 の値が、 $0.8 \sim 1.3$ の範囲にある請求項 8 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（例えば、特許文献 1、2）。

【特許文献 1】特開 2002 - 113016

【特許文献 2】特開 2002 - 153484

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【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り、非常に微妙な動作制御が必要になって、内視鏡の挿入部の先端から突出された高周波電極を可撓性チューブの先端部分の軸線周方向に回転させたい場合が生じる。

【0004】

しかし、そのような場合、可撓性チューブを手元側から軸線周りに回転させても、可撓性チューブは曲がりくねった状態の内視鏡の処置具挿通チャンネル内に通されていて処置具挿通チャンネルの内壁面との間に大きな摩擦抵抗が発生しているため、先端部分をスムーズに回転させることができない場合が多い。

50

【 0 0 0 5 】

そこで、可撓性チューブ内に挿通されている導電線を可撓性チューブに対して手元側から回転させる構成を採れば、導電線の手元側の回転が可撓性チューブ内で先端側に伝達されて高周波電極を回転させることができる。

【 0 0 0 6 】

しかしその場合も、可撓性チューブが曲がりくねった処置具挿通チャンネル内に通された状態になっていることにより、導電線が可撓性チューブの内壁面から受ける摩擦抵抗が回転方向によって大きくばらついているため、導電線を手元側でゆっくり回転操作しても、先端側では導電線が急に大きく回転してしまったり止まった状態になってしまったりというムラのある動作になるため、高周波電極を所望の角度だけ回転させることが困難である。

10

【 0 0 0 7 】

そこで本発明は、可撓性チューブの先端に配置されている高周波電極を手元側からの操作により可撓性チューブの先端の軸線周りに所望の角度だけスムーズに回転させることができる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 】

【 0 0 0 8 】

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、電気絶縁性の可撓性チューブの先端に導電性の高周波電極が前方に突出して配置されて、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、可撓性チューブの先端部分付近を非円形の断面形状に形成すると共に、可撓性チューブの非円形の断面形状部分を弾性変形させて押し広げる円形の断面形状の外面を有する内挿部材を軸線周りに回転自在に可撓性チューブの先端部分付近に内挿させて、導電線と内挿部材とを導電線の軸線周りの回転が内挿部材に伝達されるように連結し、導電線を可撓性チューブの基端側から可撓性チューブに対して軸線周りに回転操作すると、可撓性チューブの先端部分において高周波電極と内挿部材とが可撓性チューブに対して軸線周りに回転して、内挿部材と可撓性チューブとの間で摩擦抵抗が発生するようにしたものである。

20

【 0 0 0 9 】

なお、可撓性チューブの先端付近の非円形の断面形状部分が楕円状の断面形状であってもよく、或いは、多角形状の断面形状であってもよい。

30

また、高周波電極の基部と導電線の先端部とが各々連結固定された電極支持部材が設けられていて、その電極支持部材が内挿部材になっていてもよく、その場合、電極支持部材が円柱状に形成されてその軸線位置に高周波電極の基端部分と導電線の先端部分が連結固定されていてもよい。また、電極支持部材が可撓性チューブ内において軸線方向に進退可能に配置されていてもよい。

【 0 0 1 0 】

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、導電線の先端が高周波電極の後端付近に接続連結されていて、導電線が可撓性チューブの基端側から軸線方向に進退操作されると高周波電極が首振り動作をし、導電線が可撓性チューブに対して軸線周りに回転操作されると、導電線の先端部分の回転運動が高周波電極を介して電極支持部材に伝えられて、高周波電極と電極支持部材とが可撓性チューブに対して軸線周りに回転し、電極支持部材と可撓性チューブとの間で摩擦抵抗が発生するようにしてもよい。

40

【 0 0 1 1 】

或いは、可撓性チューブが最先端部分では円形の断面形状に形成されてその近傍において非円形の断面形状に形成され、その可撓性チューブの最先端部分内には、高周波電極を支持する円形の断面形状の外面を有する電極支持部材が軸線周りに回転自在に配置されて、電極支持部材とは別に設けられた内挿部材が可撓性チューブの非円形の断面形状部分内に配置されているようにしてもよい。

【 0 0 1 2 】

そして、内挿部材が円柱状に形成され、内挿部材の軸線位置を貫通する状態に配置され

50

た導電線に内挿部材が固着されていてもよく、可撓性チューブが電極支持部材の前後両端位置で内方に凹んだ状態に形成され、それによって電極支持部材の軸線方向移動が規制されていてもよい。

【0013】

なお、高周波電極が先端付近が鉤形に曲がった棒状の形状に形成されていてもよく、或いは高周波電極の少なくとも可撓性チューブの先端から突出する部分が真っ直ぐな棒状に形成されていてもよい。

【0014】

また、可撓性チューブの断面形状が楕円状である部分の軸線方向長さを $L1$ とし、内挿部材の軸線方向長さを $L4$ としたとき、 $L4/L1$ の値が、 $0.5 \sim 1.5$ の範囲にあるとよく、 $0.8 \sim 1.3$ の範囲にあると好ましい。

10

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、導電線を可撓性チューブの基端側から可撓性チューブに対して軸線周りに回転操作すると、可撓性チューブの先端部分において高周波電極と内挿部材とが可撓性チューブに対して軸線周りに回転して、可撓性チューブの非円形部分を外周が円形の内挿部材で押し広げることにより内挿部材と可撓性チューブとの間に発生する摩擦抵抗により、その他の部分で導電線に作用する抵抗の大きさのバラツキが高周波電極の回転運動に及ぼす影響が小さくなるので、可撓性チューブ先端の高周波電極を、可撓性チューブ基端側からの回転操作に追従してスムーズに所望の角度だけ回転させて、その向きを任意に変えることができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

電気絶縁性の可撓性チューブの先端に導電性の高周波電極が前方に突出して配置されて、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、可撓性チューブの先端部分付近を非円形の断面形状に形成すると共に、可撓性チューブの非円形の断面形状部分を弾性変形させて押し広げる円形の断面形状の外周を有する内挿部材を軸線周りに回転自在に可撓性チューブの先端部分付近に内挿させて、導電線と内挿部材とを導電線の軸線周りの回転が内挿部材に伝達されるように連結し、導電線を可撓性チューブの基端側から可撓性チューブに対して軸線周りに回転操作すると、可撓性チューブの先端部分において高周波電極と内挿部材とが可撓性チューブに対して軸線周りに回転して、内挿部材と可撓性チューブとの間で摩擦抵抗が発生するようにする。

30

【実施例】

【0017】

図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図4は、本発明の第1の実施例の内視鏡用高周波ナイフを示しており、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】

40

可撓性チューブ1の先端には、導電性の高周波電極2が前方に向かって突出配置されており、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。

【0019】

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の先端から高周波電極2を突没させることができる。

【0020】

50

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 1 A は、操作部 1 0 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 1 3 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 1 B 部分）を指先で摘んで固定して操作部 1 0 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。

【 0 0 2 1 】

操作部 1 0 のスライド操作部材 1 1 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 1 2 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。

【 0 0 2 2 】

図 5 は、内視鏡用高周波ナイフが内視鏡 5 0 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 5 1 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口 5 2 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 1 0 の接続端子 1 2 には高周波電源コード 2 0 が接続されている。

【 0 0 2 3 】

図 1 は内視鏡用高周波ナイフの先端部分を示しており、可撓性チューブ 1 は、1 (A) として A - A 断面の形状が示されるように、最先端部分付近を除いて円形の断面形状に形成されている。

【 0 0 2 4 】

ただし、電極支持部材 4 が内挿される前の可撓性チューブ 1 単体の B - B 断面の断面形状が 1 (B) として示されるように、可撓性チューブ 1 の最先端部分付近は楕円状の断面形状に形成されている。

【 0 0 2 5 】

そして、そのような可撓性チューブ 1 の楕円状の断面形状に形成された最先端部分内に、高周波電極 2 を支持する電極支持部材 4 (内挿部材) が、ステンレス鋼 (又はプラスチック材等) で形成されて内挿されている。

【 0 0 2 6 】

電極支持部材 4 は、外面の形状が円形の円柱状に形成されていて、その後側半部に操作ワイヤ 3 の先端部分が差し込まれて固着され、先側半部に高周波電極 2 の基部が差し込まれて固着されている。高周波電極 2 は、例えば導電性のあるステンレス鋼等により先端部分が鉤形に曲がった棒状に形成されている。

【 0 0 2 7 】

このようにして操作ワイヤ 3 と高周波電極 2 とは電極支持部材 4 を介して機械的に一体に連結されており、操作ワイヤ 3 の軸線周りの回転運動がそのまま高周波電極 2 に伝達される。

【 0 0 2 8 】

また、操作ワイヤ 3 と高周波電極 2 とは電氣的にも電極支持部材 4 を介して導通しており、電極支持部材 4 がプラスチック材等の場合には、操作ワイヤ 3 の先端と高周波電極 2 の基端とを十分に接触させて直接導通させればよい。

【 0 0 2 9 】

図 2 は、電極支持部材 4 が可撓性チューブ 1 内に内挿された部分の図 1 における B - B 断面を図示しており、電極支持部材 4 が内挿されることにより、可撓性チューブ 1 の楕円状の断面形状部分が電極支持部材 4 に外接する略円形形状まで押し広げられた状態に弾性変形している。

【 0 0 3 0 】

その結果、電極支持部材 4 は可撓性チューブ 1 内に軸線周りに回転自在で軸線方向にも進退自在であるが、可撓性チューブ 1 が元の楕円形状に戻るうとする弾性力を受けているので、その弾性力に可撓性チューブ 1 と電極支持部材 4 との間の摩擦係数を乗じた大きさ

10

20

30

40

50

の摩擦力が可撓性チューブ 1 の内周面と電極支持部材 4 の外周面との間に作用している。

【 0 0 3 1 】

なお、そのような摩擦力を有効に作用させるために、図 1 に示されるように、可撓性チューブ 1 の断面形状が楕円状である部分の軸線方向長さを L_1 とし、電極支持部材 4 の軸線方向長さを L_4 としたとき、 L_4 / L_1 の値が、 $0.5 \sim 1.5$ 程度の範囲にあるとよく、好ましくは $0.8 \sim 1.3$ 程度の範囲にあるとよい。

【 0 0 3 2 】

そのように構成された内視鏡用高周波ナイフは、操作ワイヤ 3 が操作部 10 側から可撓性チューブ 1 内で軸線周りに回転するように操作されると、それによって可撓性チューブ 1 の最先端部分で電極支持部材 4 と高周波電極 2 とが一体に可撓性チューブ 1 の軸線周りに回転して高周波電極 2 の先端の鉤形に曲がった部分の向きを変えることができる。

10

【 0 0 3 3 】

そして、本実施例においては、可撓性チューブ 1 の内周面と電極支持部材 4 の外周面との間に可撓性チューブ 1 の断面形状を変形させる弾性力に基づく一定の摩擦抵抗が作用していることより、その他の部分で操作ワイヤ 3 に作用する抵抗の大きさのバラツキが高周波電極 2 の回転運動に及ぼす影響が小さくなるので、高周波電極 2 を、操作部 10 における操作ワイヤ 3 の回転操作に追従して可撓性チューブ 1 の軸線周りに所望の角度だけスムーズに回転させることができる。

【 0 0 3 4 】

また、操作ワイヤ 3 を操作部 10 側から軸線方向に進退操作すれば、図 3 に示されるように、操作ワイヤ 3 の先端に連結固着された電極支持部材 4 が軸線方向に進退して高周波電極 2 が可撓性チューブ 1 の先端から突没し、可撓性チューブ 1 の内周面と電極支持部材 4 の外周面との間に一定の摩擦抵抗が作用していることにより、電極支持部材 4 を任意の位置で安定した状態に静止させることができる。

20

【 0 0 3 5 】

なお、電極支持部材 4 が内挿される部分の可撓性チューブ 1 の断面形状は、必ずしも楕円状でなくてもよく、例えば図 6 に示されるような略三角形等の多角形状でもよく、或いはハート形その他適宜の非円形の断面形状であればよい。これは以下の各実施例でも同様である。

【 0 0 3 6 】

図 7、図 8 は本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波ナイフの先端部分の側面断面図と正面断面図であり、可撓性チューブ 1 の最先端部分付近が楕円状の断面形状に形成されて、そこに外面が円形の断面形状を有する電極支持部材 4 が内挿されている点は、前述の第 1 の実施例と同じである。

30

【 0 0 3 7 】

この実施例では、電極支持部材 4 内に空間 4 a が形成されてその空間 4 a 内から後方に貫通するワイヤ通し孔 4 b が電極支持部材 4 の後端寄りの部分の軸線位置に形成されている。

【 0 0 3 8 】

高周波電極 2 は、可撓性チューブ 1 の先端から前方に突出する部分は細い円柱状の棒状に形成されているが、可撓性チューブ 1 内に位置する部分は、電極支持部材 4 の空間 4 a の幅に合わせてそこに緩く内接する幅広部 2 a になっている。

40

【 0 0 3 9 】

そして、図 8 における IX - IX 断面を図示する図 9 にも示されるように、高周波電極 2 には、棒状部分の軸線の延長線に対して直交する向きに、幅広部 2 a を横断する状態に貫通孔が形成されていて、可撓性チューブ 1 の直径位置においてその貫通孔に緩く通された支軸 5 の両端が電極支持部材 4 にかしめ等で固定されて支持されている。

【 0 0 4 0 】

したがって高周波電極 2 の幅広部 2 a が支軸 5 の両端の支持部と支持部との中間部分において支軸 5 に回動自在に支持されていて、高周波電極 2 が支軸 5 を中心に自由に回動す

50

ることができる状態になっている。

【0041】

図7及び図8に戻って、操作ワイヤ3の先端はループ状に形成されて、その部分が高周波電極2の後端近傍に形成された接続孔6に緩く通されて接続/連結されている。支軸5は、接続孔6との間に間隔をあけて高周波電極2の後半部分の幅広部2aを貫通している。

【0042】

このように構成された実施例の内視鏡用高周波ナイフにおいては、図7及び図8に示されるように、操作ワイヤ3が操作部10側から牽引された状態では、高周波電極2が可撓性チューブ1の軸線の延長線上で真っ直ぐ前方に向いた状態になり、それよりさらに操作ワイヤ3が牽引されると、高周波電極2が電極支持部材4と共に可撓性チューブ1内方向に引き込まれる。

10

【0043】

なお、高周波電極2が真っ直ぐの状態でごらつかないように、高周波電極2の幅広部2aに当接して高周波電極2の回動可能範囲を規制する第1ストッパ7が電極支持部材4の先端部分に形成されている。

【0044】

そして、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10及び図11に示されるように、高周波電極2が支軸5を中心に回動して可撓性チューブ1の先端部分で斜め前方に向けて首を振った状態になり、それよりさらに操作ワイヤ3が押し込まれると、高周波電極2が電極支持部材4と共に可撓性チューブ1の先端から飛び出す方向に移動する。

20

【0045】

なお、高周波電極2が首を振った状態のときに高周波電極2の回動可能範囲を規制する第2ストッパ8が電極支持部材4の先端に形成されている。ただし、電極支持部材4の空間4a内において高周波電極2の後端が当接する部分を第2ストッパ8にしてもよい。また、図10に示されるように、操作ワイヤ3が押し込み操作された時に高周波電極2が回動し易くなる方向に、操作ワイヤ3に僅かに曲がり癖を付けておくとよい。

【0046】

このようにして、操作部10からの操作によって可撓性チューブ1の先端からの高周波電極2の突出方向を真っ直ぐな状態と斜め前方に向いた状態の間で首を振らせて任意に変えることができる。

30

【0047】

そして、操作ワイヤ3が操作部10側から可撓性チューブ1内で軸線周りに回転するように操作されると、この実施例ではその回転運動が操作ワイヤ3から高周波電極2を介して電極支持部材4に伝達され、可撓性チューブ1の最先端部分で電極支持部材4と高周波電極2とが一体に可撓性チューブ1の軸線周りに回転して高周波電極2の向きを変えることができる。

【0048】

そして、第1の実施例と同様に、可撓性チューブ1の内周面と電極支持部材4の外周面との間に可撓性チューブ1の断面形状を変形させる弾性力に基づく一定の摩擦抵抗が作用していることにより、その他の部分で操作ワイヤ3に作用する抵抗の大きさのバラツキが高周波電極2の回転運動に及ぼす影響が小さくなるので、高周波電極2を、操作部10における操作ワイヤ3の回転操作に追従して可撓性チューブ1の軸線周りに所望の角度だけスムーズに回転させることができる。

40

【0049】

図12は、本発明の第3の実施例の内視鏡用高周波ナイフの先端部分を示しており、第2の実施例の高周波電極2は先端が鉤形に曲がった棒状に形成されているが、この実施例では、それを真っ直ぐな棒状に形成したものであり、他の実施例にも適用することができる。このように、高周波電極2の形状は各種の実施態様をとることができる。

50

【 0 0 5 0 】

図 1 3 は、本発明の第 4 の実施例の内視鏡用高周波ナイフの先端部分を示しており、第 2 の実施例の可撓性チューブ 1 を、電極支持部材 4 の前後両端位置で内方に凹んだ状態に形成し、それによって電極支持部材 4 の軸線方向移動を規制したものである。このようにすると、高周波電極 2 が可撓性チューブ 1 の軸線方向には移動せず、軸線周りの回転動作だけが可能になる。

【 0 0 5 1 】

図 1 4 は、本発明の第 5 の実施例の内視鏡用高周波ナイフの先端部分を示しており、第 4 の実施例の可撓性チューブ 1 の単体時における断面形状を変更して短筒状部材 4 0 を本発明の内挿部材として追加し、短筒状部材 4 0 とその軸線位置を貫通する状態に配置された操作ワイヤ 3 とを互いに固着したものであり、その他は、図 1 3 に示される第 4 の実施例と同じである。

10

【 0 0 5 2 】

この実施例の可撓性チューブ 1 は、電極支持部材 4 が内挿されている最先端部分付近は、1 (C) として C - C 断面の形状が示されるように単体時でも円形の断面形状に形成されてそこに電極支持部材 4 が軸線周りに回転自在に緩く内挿されている。したがって、この実施例では、電極支持部材 4 は本発明の内挿部材に該当しない。

【 0 0 5 3 】

そしてその近傍において、短筒状部材 4 0 が内挿される前の可撓性チューブ 1 単体の D - D 断面における断面の形状が 1 (D) として示されるように楕円状に形成されて、そこに内挿部材である短筒状部材 4 0 が内挿され、それによって可撓性チューブ 1 の楕円状の断面形状部分が、電極支持部材 4 に外接する略円形状まで押し広げられた状態に弾性変形している。このように、内挿部材である短筒状部材 4 0 等を電極支持部材 4 とは別に独立して設けてもよい。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 4 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波ナイフ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ナイフの図 1 における B - B 断面図である。

【 図 3 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波ナイフの先端部分の動作状態の側面断面図である。

30

【 図 4 】 本発明の第 1 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 5 】 本発明の第 1 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。

【 図 6 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波ナイフの可撓性チューブの断面形状の変形例を示す断面図である。

【 図 7 】 本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波ナイフの先端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ナイフの先端部分の正面断面図である。

【 図 9 】 本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波ナイフの図 8 における IX - IX 断面図である。

40

【 図 1 0 】 本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波ナイフの先端部分の動作状態の側面断面図である。

【 図 1 1 】 本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波ナイフの先端部分の動作状態の斜視図である。

【 図 1 2 】 本発明の第 3 の実施例の内視鏡用高周波ナイフの先端部分の斜視図である。

【 図 1 3 】 本発明の第 4 の実施例の内視鏡用高周波ナイフの先端部分の正面断面図である。

【 図 1 4 】 本発明の第 5 の実施例の内視鏡用高周波ナイフの先端部分の正面断面図である。

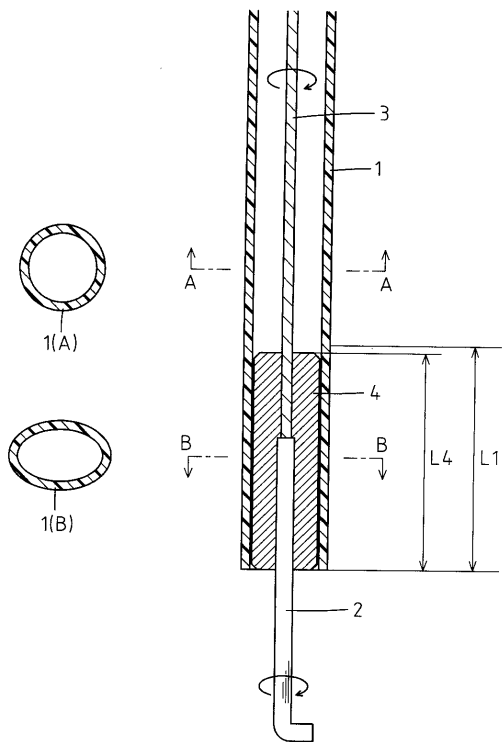
【 符号の説明 】

50

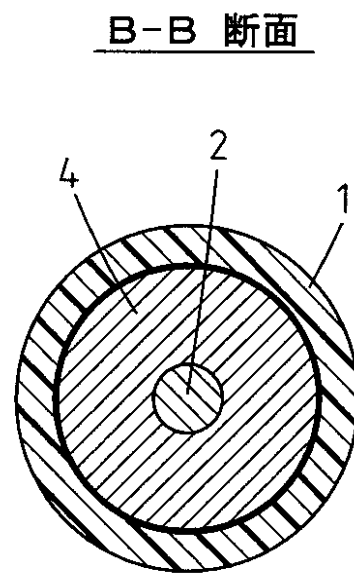
【 0 0 5 5 】

- 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（内挿部材）
- 5 支軸
- 1 0 操作部
- 1 2 接続端子
- 4 0 短筒状部材（内挿部材）

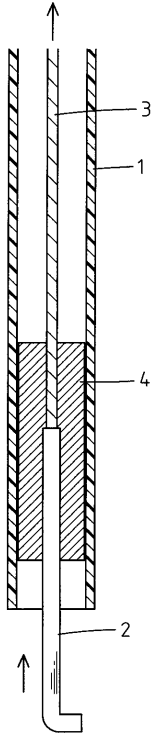
【 図 1 】



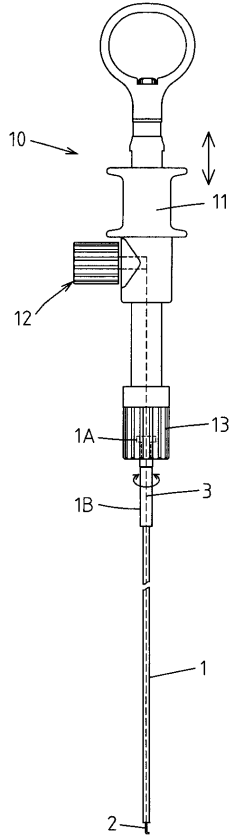
【 図 2 】



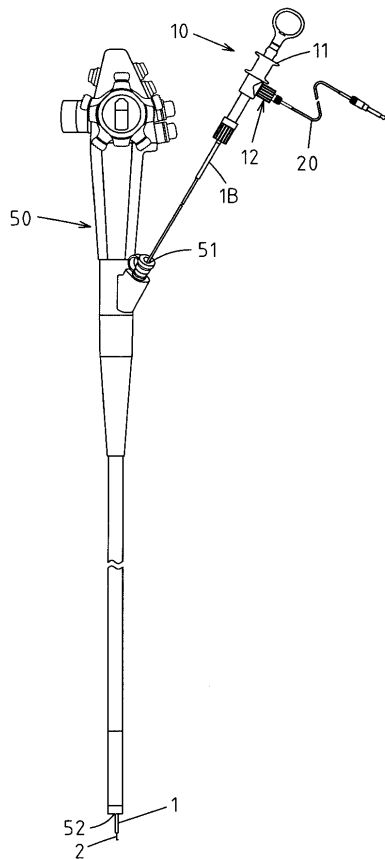
【図3】



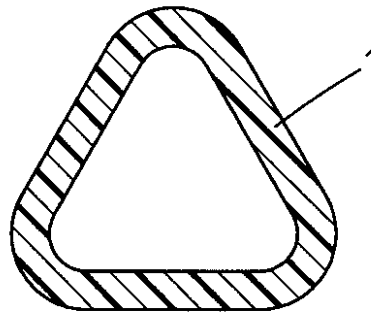
【図4】



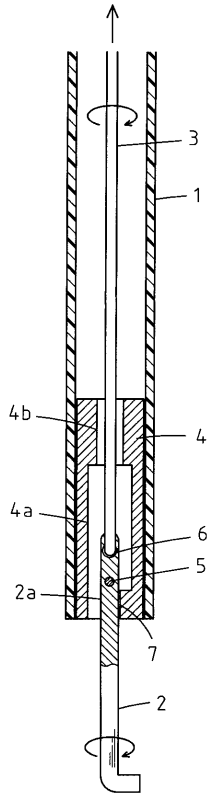
【図5】



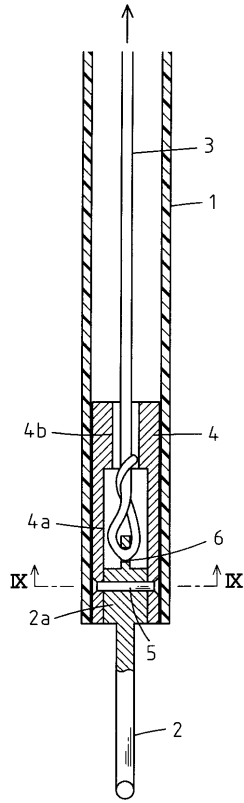
【図6】



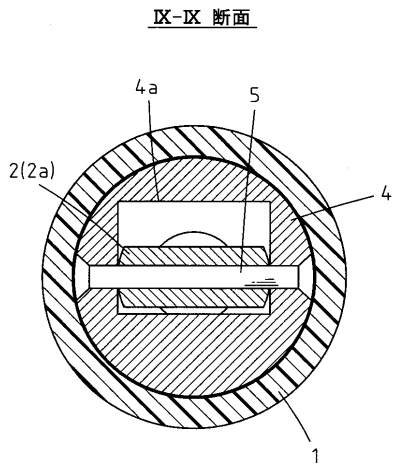
【 図 7 】



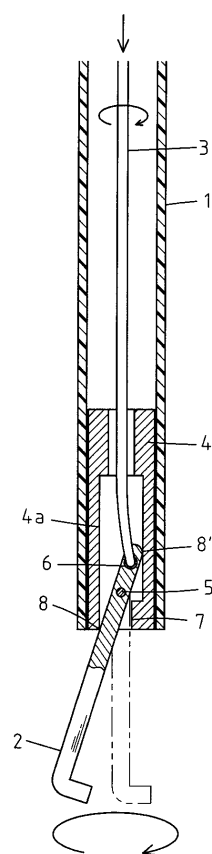
【 図 8 】



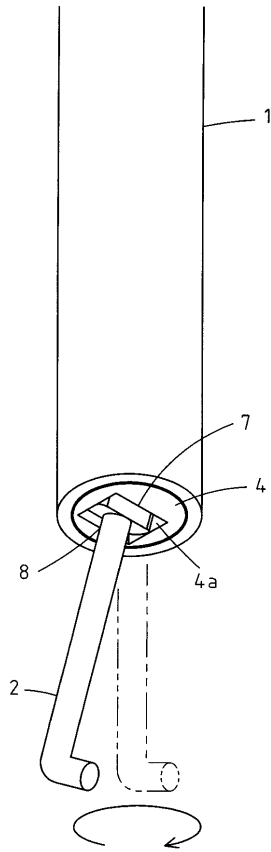
【 図 9 】



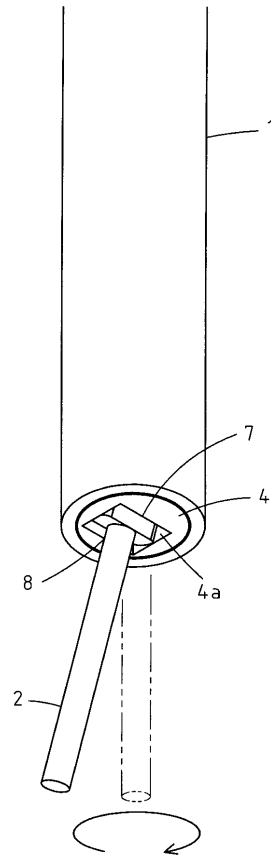
【 図 10 】



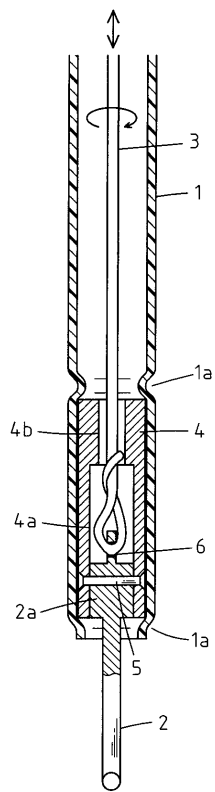
【図 1 1】



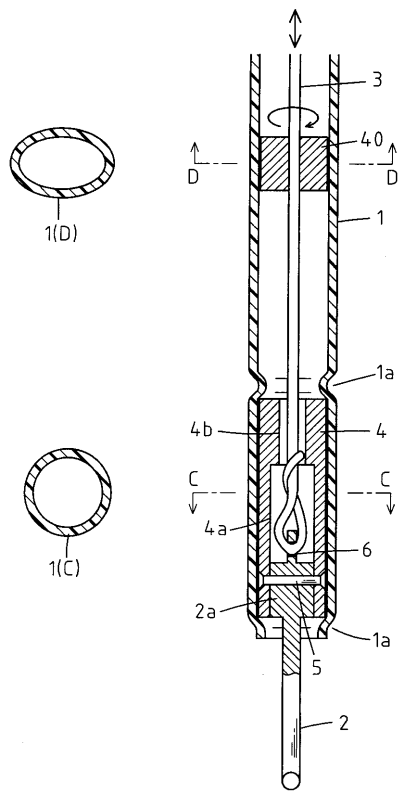
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2004-261372(JP,A)
特開2005-230080(JP,A)
特開2005-270240(JP,A)
特開2000-023996(JP,A)
特開2002-113016(JP,A)
特開2002-153484(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/14
A61B 1/00
A61B 17/32

专利名称(译)	用于内窥镜的高频刀		
公开(公告)号	JP4425223B2	公开(公告)日	2010-03-03
申请号	JP2006040074	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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	杉田 憲幸 岩田 洋志		
发明人	杉田 憲幸 岩田 洋志		
IPC分类号	A61B18/14 A61B17/32 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/39.317 A61B17/32.330 A61B1/00.334.D A61B1/00.622 A61B1/018.515 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/FF19 4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK13 4C060/MM24 4C061/GG15 4C061/HH57 4C061/JJ06 4C160/FF19 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK36 4C160/MM32 4C160/MM43 4C160/MM53 4C160/NN02 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN13 4C161/GG15 4C161/HH57 4C161/JJ06		
代理人(译)	三井和彦		
审查员(译)	川端修		
其他公开文献	JP2007215786A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供高频刀，以使设置在柔性管远端的高频电极平滑地绕着柔性管远端的轴线旋转所需的角度的近端侧的操作。
 ŽSOLUTION：柔性管1的远端附近形成为具有非圆形横截面，并且内插构件4,40具有带圆形横截面的外表面以推动扩展的邻近区域。通过弹性变形使柔性管的远端插入以围绕轴线旋转。导线3和内插构件4,40以将导线3绕轴线的旋转传递到内插构件4,40的方式连接。当导线3被操作以绕轴线旋转时从柔性管1的近端侧相对于柔性管1，高频电极2和内插构件4,40相对于柔性管的远端部分处的柔性管1绕轴线旋转Ž

