

(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2007-215896

(P2007-215896A)

(43) 公開日 平成19年8月30日(2007.8.30)

(51) Int.Cl.

A61B 18/12 (2006.01)

F I

A61B 17/39

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2006-41905 (P2006-41905)

(22) 出願日 平成18年2月20日 (2006.2.20)

(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 KK02 KK06 KK10 KK15 KK17

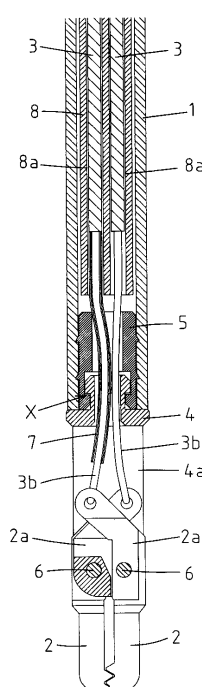
(54) 【発明の名称】 内視鏡用バイポーラ型高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】可撓性シースの先端における先端電極の軸線周りの向きを所望の状態にスムーズ且つ容易に微調整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】一対のガイド孔8aが軸線方向に貫通して形成されたマルチルーメンチューブ8を可撓性シース1内に軸線周りに回転自在に略全長にわたり挿通配置して、その一対のガイド孔8a内に導電材からなる一対の操作ワイヤ3を別々に挿通配置し、一対の操作ワイヤ3を可撓性シース1に対して基端側から軸線周りに回転操作することにより、マルチルーメンチューブ8が可撓性シース1内で軸線周りに回転して、可撓性シース1の先端においてその軸線周りに一対の高周波電極2が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】

一対の高周波電極が互いの間が電気絶縁された状態で可撓性シースの先端に可動に配置され、上記一対の高周波電極を動作させるための一対の操作ワイヤが、上記各高周波電極に高周波電流を通電するように導電材により形成されて互いの間が電氣的に導通しない状態で上記可撓性シース内に軸線方向に進退自在に全長にわたって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、

一対のガイド孔が軸線方向に貫通して形成されたマルチルーメンチューブを上記可撓性シース内に軸線周りに回転自在に略全長にわたり挿通配置して、その一対のガイド孔内に上記一対の操作ワイヤを別々に挿通配置し、上記一対の操作ワイヤを上記可撓性シースに対して基端側から軸線周りに回転操作することにより、上記マルチルーメンチューブが上記可撓性シース内で軸線周りに回転して、上記可撓性シースの先端においてその軸線周りに上記一対の高周波電極が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。

10

【請求項 2】

上記一対の操作ワイヤが各々上記マルチルーメンチューブのガイド孔内で軸線方向に進退自在である請求項 1 記載の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具。

【請求項 3】

上記可撓性シースの基端にその軸線周りに回転自在に操作部が連結されて、上記マルチルーメンチューブの基端から引き出された上記一対の操作ワイヤの基端部分が上記操作部側の部材に固定されていて、上記可撓性シースの基端部分に対してその軸線周りに上記操作部を回転させることにより、上記一対の操作ワイヤの基端部分が上記操作部と共に回転する請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具。

20

【請求項 4】

上記マルチルーメンチューブの基端から並んで引き出された上記一対の操作ワイヤの基端部分の各々に補強パイプが被覆されている請求項 3 記載の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具。

【請求項 5】

上記マルチルーメンチューブの先端から上記一対の高周波電極に向かって延出する上記一対の操作ワイヤの少なくとも一方に電気絶縁被覆が施されている請求項 1、2、3 又は 4 記載の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具。

30

【請求項 6】

上記操作ワイヤとして、複数の素線が一本の芯線の周りに撚り合わされて形成された撚り線が用いられ、上記電気絶縁被覆が施された部分では、上記操作ワイヤから上記芯線以外の素線が切除され、それによって残された芯線に上記電気絶縁被覆が施されている請求項 5 記載の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具。

【請求項 7】

上記一対の高周波電極を支持する電極支持枠体が上記可撓性シースの先端部分に軸線周りに回転自在に取り付けられていて、その電極支持枠体が上記一対の高周波電極と共に回転する請求項 1 ないし 6 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。

40

【請求項 8】

上記一対の高周波電極が上記可撓性シースの先端に突没自在に配置されていて、上記マルチルーメンチューブは上記高周波電極が上記可撓性シース内に引き込まれる長さの分だけ上記可撓性シースより短く形成されている請求項 1 ないし 6 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、互いに電気絶縁された一対の高周波電極が可撓性シースの先端に配置された内視鏡用バイポーラ型高周波処置具に関する。

50

【背景技術】

【0002】

内視鏡用バイポーラ型高周波処置具においては一般に、互いに電気絶縁された一对の高周波電極が可撓性シースの先端に可動に配置され、一对の高周波電極を動作させるために可撓性シース内に軸線方向に進退自在に全長にわたって挿通配置された一对の操作ワイヤが、各高周波電極に高周波電流を通電するように導電材により形成されて、互いに電氣的に導通しない状態で可撓性シース内に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（例えば、特許文献1、2）。

【特許文献1】特開2004-57454

【特許文献2】特開2005-296304

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

内視鏡用バイポーラ型高周波処置具を用いて体内で高周波処置を行う際に、処置の対象部位に対する高周波電極の向きの具合が悪く、高周波電極を軸線周りに回転させて対象部位に対する高周波電極の向きを微調整したい場合がある。そのような場合、従来の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具においては、可撓性シースを手元側から軸線周りに回転させる操作が行われる。

【0004】

しかし、曲がりくねった状態になっている内視鏡の処置具挿通チャンネルに通されている可撓性シースの基端側を軸線周りに回転操作しても、可撓性シースが処置具挿通チャンネルの内壁面から受ける抵抗が回転方向によって大きくばらついているため、可撓性シースを手元側でゆっくり回転操作しても、先端側では可撓性シースが急に大きく回転してしまったり止まってしまうというムラのある動作になる。そのため、従来の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具では、可撓性シースの先端における高周波電極の軸線周りの向きを所望の状態に微調整するのが困難であった。

20

【0005】

そこで本発明は、可撓性シースの先端における高周波電極の軸線周りの向きを所望の状態にスムーズ且つ容易に微調整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。

30

【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、本発明の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具は、一对の高周波電極が互いの間が電気絶縁された状態で可撓性シースの先端に可動に配置され、一对の高周波電極を動作させるための一对の操作ワイヤが、各高周波電極に高周波電流を通電するように導電材により形成されて互いの間が電氣的に導通しない状態で可撓性シース内に軸線方向に進退自在に全長にわたって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、一对のガイド孔が軸線方向に貫通して形成されたマルチルーメンチューブを可撓性シース内に軸線周りに回転自在に略全長にわたり挿通配置して、その一对のガイド孔内に一对の操作ワイヤを別々に挿通配置し、一对の操作ワイヤを可撓性シースに対して基端側から軸線周りに回転操作することにより、マルチルーメンチューブが可撓性シース内で軸線周りに回転して、可撓性シースの先端においてその軸線周りに一对の高周波電極が回転するようにしたものである。

40

【0007】

なお、一对の操作ワイヤが各々マルチルーメンチューブのガイド孔内で軸線方向に進退自在であってもよく、可撓性シースの基端にその軸線周りに回転自在に操作部が連結されて、マルチルーメンチューブの基端から引き出された一对の操作ワイヤの基端部分が操作部側の部材に固定されていて、可撓性シースの基端部分に対してその軸線周りに操作部を回転させることにより、一对の操作ワイヤの基端部分が操作部と共に回転するようにしてもよい。その場合、マルチルーメンチューブの基端から並んで引き出された一对の操作ワ

50

イヤの基端部分の各々に補強パイプが被覆されていてもよい。

【0008】

また、マルチルーメンチューブの先端から一対の高周波電極に向かって延出する一対の操作ワイヤの少なくとも一方に電気絶縁被覆が施されていてもよく、その場合、操作ワイヤとして、複数の素線が一本の芯線の周りに撚り合わされて形成された撚り線が用いられ、電気絶縁被覆が施された部分では、操作ワイヤから芯線以外の素線が切除され、それによって残された芯線に電気絶縁被覆が施されていてもよい。

【0009】

また、一対の高周波電極を支持する電極支持枠体が可撓性シースの先端部分に軸線周りに回転自在に取り付けられていて、その電極支持枠体が一対の高周波電極と共に回転していてもよく、一対の高周波電極が可撓性シースの先端に突没自在に配置されていて、マルチルーメンチューブは高周波電極が可撓性シース内に引き込まれる長さの分だけ可撓性シースより短く形成されていてもよい。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、一対の操作ワイヤを可撓性シースに対して基端側から軸線周りに回転操作することにより、マルチルーメンチューブが可撓性シース内で軸線周りに回転して、可撓性シースの先端においてその軸線周りに一対の高周波電極が回転するので、可撓性シースの先端における高周波電極の軸線周りの向きを所望の状態にスムーズ且つ容易に微調整することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

一対の高周波電極が互いの間が電気絶縁された状態で可撓性シースの先端に可動に配置され、一対の高周波電極を動作させるための一対の操作ワイヤが、各高周波電極に高周波電流を通電するように導電材により形成されて互いの間が電氣的に導通しない状態で可撓性シース内に軸線方向に進退自在に全長にわたって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、一対のガイド孔が軸線方向に貫通して形成されたマルチルーメンチューブを可撓性シース内に軸線周りに回転自在に略全長にわたり挿通配置して、その一対のガイド孔内に一対の操作ワイヤを別々に挿通配置し、一対の操作ワイヤを可撓性シースに対して基端側から軸線周りに回転操作することにより、マルチルーメンチューブが可撓性シース内で軸線周りに回転して、可撓性シースの先端においてその軸線周りに一対の高周波電極が回転するようにする。

【実施例】

【0012】

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バイポーラ型高周波処置具を示しており、電気絶縁性の可撓性シース1の最先端部分に取り付けられた電極支持枠体4に、導電性の一対の高周波電極2が前方に向かって開閉自在に支持されている。可撓性シース1内には、導電性の二本の操作ワイヤ3が並列に挿通配置されていて、各操作ワイヤ3の先端が高周波電極2に個別に接続されている。

【0013】

可撓性シース1の基端には操作部10が連結されており、軸線位置を通るスリット11aが形成された棒状の操作部本体11の先端部分に回転環12が軸線周りに回転自在に取り付けられ、その回転環12に可撓性シース1の基端が連結固着されている。1A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。

【0014】

可撓性シース1の基端から並んで引き出されて操作部本体11のスリット11a内に延出する二本の操作ワイヤ3の基端部分3a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、操作ワイヤ3に導通してスライド操作部材13から操作部10の外方に延出する一対の導線14の先端に電源接続プラグ15が

10

20

30

40

50

取り付けられている。

【 0 0 1 5 】

その結果、図示されていない高周波電源装置に電源接続プラグ 1 5 を接続することにより、一対の高周波電極 2 が操作ワイヤ 3 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り、スライド操作部材 1 3 を操作部本体 1 1 に沿ってスライド操作することにより操作ワイヤ 3 を介して高周波電極 2 が開閉動作する。

【 0 0 1 6 】

図 1 は内視鏡用パイポ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シース等のような滑りのよい電気絶縁性の可撓性チューブにより形成されている。

10

【 0 0 1 7 】

可撓性シース 1 の最先端部分には、略円筒状の先端支持筒 5 が可撓性シース 1 と先端面が揃う位置まで圧入された状態に内挿固定され、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シース 1 の内周面に食い込んでいる。

【 0 0 1 8 】

電極支持枠体 4 は電気絶縁材により形成されて、そ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枠体 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、電極支持枠体 4 が、先端支持筒 5 の軸線周り（即ち、可撓性シース 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。

20

【 0 0 1 9 】

そして、導電性金属からなる一対の高周波電極 2 に対して各々一体に形成された一対の駆動アーム 2 a が、電極支持枠体 4 に形成されたスリット 4 a 内に配置されて、スリット 4 a を横断する状態に電極支持枠体 4 に取り付けられた支軸 6 に回転自在に支持されており、一対の高周波電極 2 が、互いの間が電気絶縁された状態で支軸 6 を中心に前方に向かって嘴状に開閉する。

【 0 0 2 0 】

可撓性シース 1 内には、一対のガイド孔 8 a が軸線方向に貫通して形成された例えば四フッ化エチレン樹脂材等のような滑りのよい可撓性のある合成樹脂材等からなるマルチルーメンチューブ 8 が、軸線周りに回転自在に緩く嵌挿された状態に全長にわたって挿通配置され、先端側においては先端支持筒 5 により前方への移動が規制されている。

30

【 0 0 2 1 】

一対のガイド孔 8 a は例えばマルチルーメンチューブ 8 の軸線を中心として 1 8 0 ° 対称の位置に形成されていて、そのガイド孔 8 a 内に、一対の操作ワイヤ 3 が一本ずつ個別に挿通配置されている。

【 0 0 2 2 】

したがって操作ワイヤ 3 どうしは電氣的に導通しない状態に互いの間がマルチルーメンチューブ 8 により完全に絶縁されている。なお、各操作ワイヤ 3 は、各ガイド孔 8 a 内で軸線方向に進退自在なように各ガイド孔 8 a 内に緩く挿通されている。

40

【 0 0 2 3 】

各操作ワイヤ 3 としては、例えば導電性のステンレス鋼線からなる複数の素線が一本の芯線の周りに撚り合わされて形成された撚り線が用いられ、各操作ワイヤ 3 がマルチルーメンチューブ 8 のガイド孔 8 a から前方（図 1 において下方）に延出する部分では、各操作ワイヤ 3 から芯線以外の素線が切除されている。

【 0 0 2 4 】

そして、切除されずに残されている操作ワイヤ 3 の各芯線が先端支持筒 5 内を通過してその先端部分が駆動アーム 2 a の後端部分に連結され、マルチルーメンチューブ 8 のガイド孔 8 a から延出する少なくとも一方の操作ワイヤ 3 の芯線には電気絶縁被覆 7 が施されて、一対の操作ワイヤ 3 どうしが電氣的に導通しないように絶縁されている。

50

【0025】

したがって、図2に示されるように、一对の操作ワイヤ3が操作部10側から軸線方向に押し込み操作されると、それによって一对の高周波電極2が嘴状に開閉動作をし、一对の高周波電極2の間に患部等を挟み込んで高周波電流を通電することで高周波処置を行うことができる。

【0026】

図3は、可撓性シース1の基端と操作部10との連結部を示しており、可撓性シース1の基端部分に接合固着された連結部材1Bが前出の回転環12に接合固着されてそれらが一体化されており、回転環12は、操作部本体11の端部に軸線周りに回転自在に被嵌されている。

10

【0027】

ただし、抜け止め部Yにおいて、操作部本体11の外周面に形成された円周突起が回転環12の内周面に形成された円周溝と係合して、回転環12が操作部本体11に対して軸線方向に移動しないようになっている。

【0028】

マルチルーメンチューブ8の基端は可撓性シース1の基端付近まで達しており、連結部材1Bの端部付近がマルチルーメンチューブ8の外径より小さく形成されて、マルチルーメンチューブ8が可撓性シース1内から後方に抜け出すのを阻止している。

【0029】

マルチルーメンチューブ8の一对のガイド孔8aから各々操作部10側に延出する操作ワイヤ3の基端部分3aには、腰折れ防止用の補強パイプがガイド孔8a内に位置する部分から被嵌され、その二本の補強パイプどうしも互いの間が電氣的に導通しないように絶縁されている。

20

【0030】

このように構成された実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具においては、回転環12又は折れ止めチューブ1Aを指先で把持して操作部10全体を操作部本体11の軸線周りに回転させる操作を行うと、一对の操作ワイヤ3の基端部分3aが操作部10と共に回転する。

【0031】

そして、一对の操作ワイヤ3が通されたマルチルーメンチューブ8が可撓性シース1内で軸線まわり回転して、その回転がマルチルーメンチューブ8の先端側にスムーズに伝達される（一对の操作ワイヤ3が可撓性シース1内に直接挿通された構成では、操作ワイヤ3どうしが絡み合って挟れてしまい、回転がスムーズに伝達されない）。

30

【0032】

マルチルーメンチューブ8の軸線周りの回転動作は、ガイド孔8aの先端から延出して駆動アーム2aに連結されている操作ワイヤ3の先端延出部を介して電極支持枠体4に伝達され、図5及び図6に向きを変えた状態が示されるように、可撓性シース1の先端においてその軸線周りに電極支持枠体4が回転し、それと共に一对の高周波電極2が可撓性シース1の先端部分の軸線周り方向にスムーズに回転する。したがって、可撓性シース1の先端における高周波電極2の軸線周りの向きを操作部10側からの遠隔操作により所望の状態にスムーズ且つ容易に微調整することができる。

40

【0033】

図7は、本発明の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具をスネアに適用した実施例を示しており、可撓性シース1の先端部分に配置された部材のみが前述の第1の実施例と相違し、可撓性シース1の最先端部分には、マルチルーメンチューブ8が抜け出すのを阻止するための円筒状のストッパ筒50が圧入固定されていて、ストッパ筒50の外周に突出する小さな尖状の突起が可撓性シース1の内周面に食い込んでいる。

【0034】

2は、ループ状に膨らんだ状態に形成された一对の高周波電極であり、操作ワイヤ3の先端部分の芯線3bで形成されている。高周波電極2の先端部分と基端部分には電気絶縁

50

性の先端チップ20と基端チップ30とが取り付けられて、一对の高周波電極2どうしが接触しないようになっている。なお、先端チップ20は可撓性シース1内への引き込まれを阻止するストッパ機能も有している。

【0035】

一对の高周波電極2は、操作部10側から牽引操作されることにより、図8に示されるように可撓性シース1内に引き込まれて窄まった状態に弾性変形し、操作部10側から押し込み操作されると、図7に示されるように可撓性シース1の先端から突出して自己の弾性により元のループ形状に戻る。

【0036】

マルチルーメンチューブ8は、高周波電極2が可撓性シース1内に引き込まれる長さの分だけ可撓性シース1より短く形成されており、それによって可撓性シース1内で各操作ワイヤ3が露出する部分で一对の操作ワイヤ3どうしが接触しても互いが電氣的に導通しないように、操作ワイヤ3の少なくとも一方に電気絶縁被覆3cが施されている。その他の構成は前述の第1の実施例と同じである。

【0037】

このように本発明を内視鏡用バイポーラ型スネアに適用した場合も、前述の第1の実施例と同様に、可撓性シース1に対して操作部10を軸線周りに回転させる操作を行うことにより、その回転がマルチルーメンチューブ8を介して高周波電極2に伝達されて、高周波電極2が可撓性シース1の先端部分の軸線周り方向にスムーズに回転し、可撓性シース1の先端における高周波電極2の軸線周りの向きを操作部10側からの遠隔操作により所望の状態にスムーズ且つ容易に微調整することができる。

【0038】

なお、図9に示されるように、基端チップ30が可撓性シース1内でストッパ筒50に当接する抜け止めとなるように構成してもよい。このように構成することにより、可撓性シース1の先端からの高周波電極2の突出長を正確に規制することができ、また、基端チップ30をストッパ筒50に強く押し付けることにより軸線周りの回転動作に抵抗を与えて高周波電極2を安定した状態に静止させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0039】

【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高周波電極が閉じ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バイポーラ型高周波処置具の高周波電極が開いた状態の先端部分の側面断面図である。

【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可撓性シースと操作部との連結部付近の側面断面図である。

【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外観図である。

【図5】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高周波電極が開いた状態の先端部分の側面図である。

【図6】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高周波電極が開いて回転した状態の先端部分の側面図である。

【図7】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高周波電極が可撓性シースの先端から突出した状態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バイポーラ型高周波処置具の高周波電極が可撓性シースの先端内に引き込まれた状態の先端部分の側面断面図である。

【図9】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高周波電極が可撓性シースの先端から突出した状態の先端部分の側面断面図である。

【符号の説明】

【0040】

1 可撓性シース

10

20

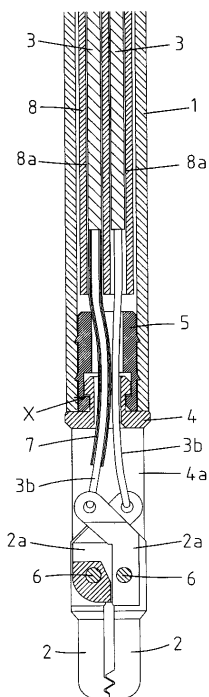
30

40

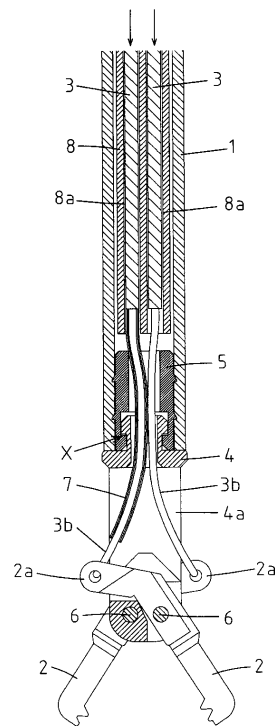
50

- 2 高周波電極
- 3 操作ワイヤ
- 3 b 芯線
- 3 c 電気絶縁被覆
- 4 電極支持枠体
- 7 電気絶縁被覆
- 8 マルチルーメンチューブ
- 8 a ガイド孔
- 10 操作部
- 11 操作部本体
- 12 回転環

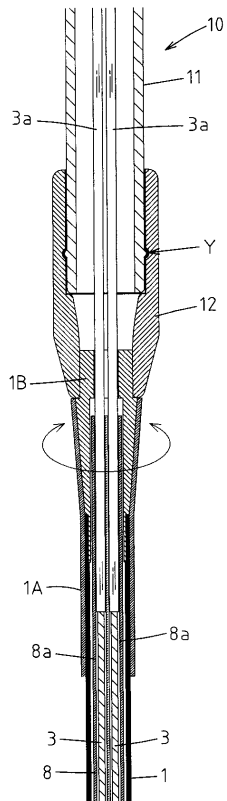
【図 1】



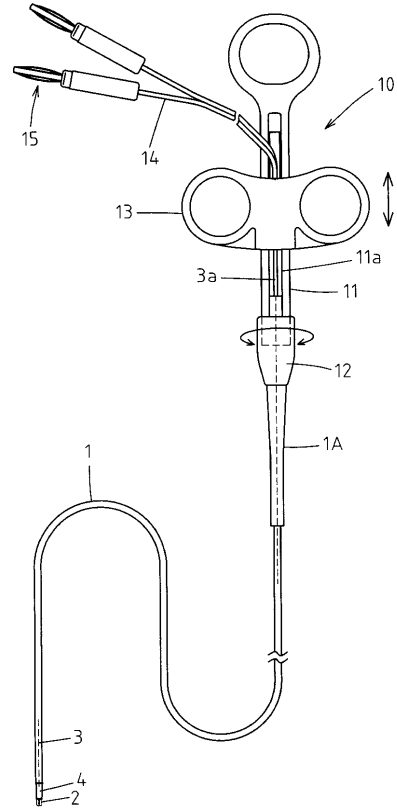
【図 2】



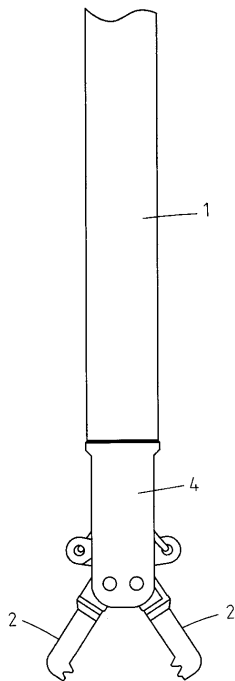
【図 3】



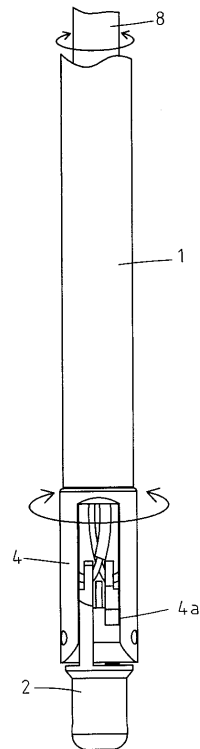
【図 4】



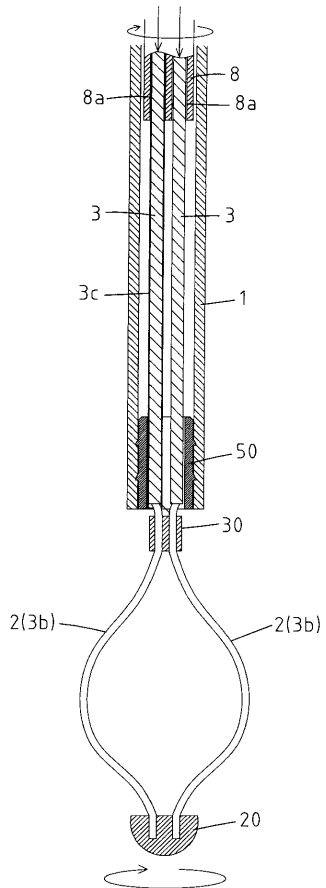
【図 5】



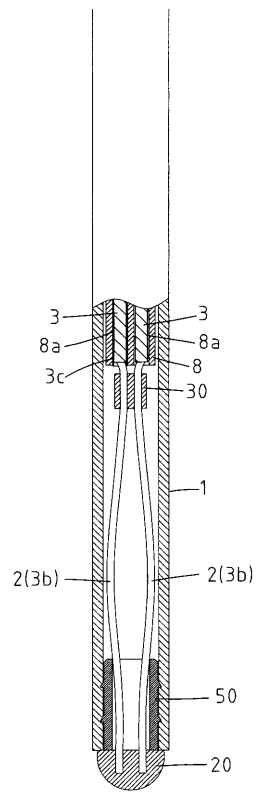
【図 6】



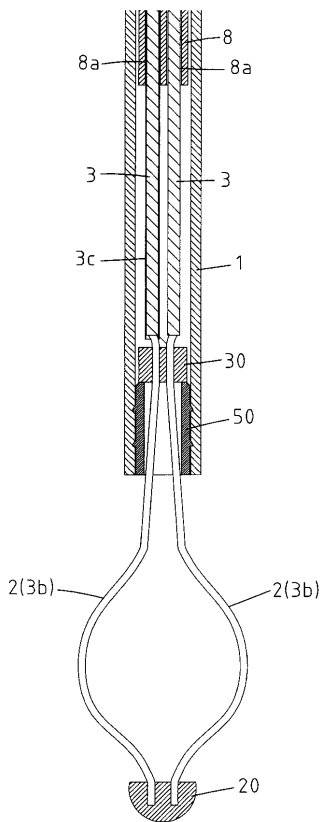
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	双极高频内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP2007215896A	公开(公告)日	2007-08-30
申请号	JP2006041905	申请日	2006-02-20
[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	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B18/1445 A61B2018/1407 A61B2018/1475		
FI分类号	A61B17/39 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK02 4C060/KK06 4C060/KK10 4C060/KK15 4C060/KK17 4C160/KK02 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK17 4C160/KK25 4C160/KK37 4C160/KK39 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN13		
代理人(译)	三井和彦		
其他公开文献	JP4441496B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于内窥镜的双极高频治疗仪，其能够平滑且容易地将围绕柔性护套尖端的尖端电极轴线的方向微调至所需状态。解决方案：在柔性护套1中，围绕轴线可旋转地设置有形成有在轴向方向上贯穿的一对导向孔8a的多腔管8，以使其大致在整个长度上插入。一对由导电材料制成的操作线3分别插入到8a的内部，并且该对操作线3相对于挠性护套1从近端侧绕轴线旋转以形成多腔管8。绕挠性护套1中的轴线旋转，并且一对高频电极2绕挠性护套1的尖端处的轴线旋转。[选型图]图1

