

(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2007-229102

(P2007-229102A)

(43) 公開日 平成19年9月13日(2007.9.13)

(51) Int. Cl.

A61B 18/14 (2006.01)

F I

A61B 17/39 317

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2006-52689 (P2006-52689)

(22) 出願日 平成18年2月28日 (2006.2.28)

(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 KK09 KK20 MM24

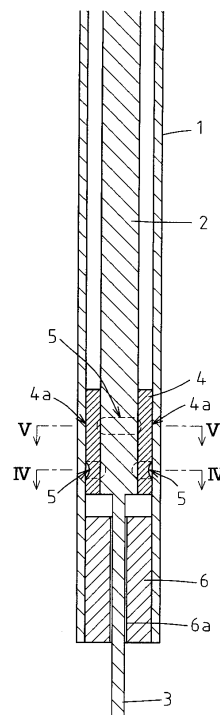
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】 シンプルで低コストの構成により、高周波処置具を内視鏡の処置具挿通チャンネルから一々抜き出すことなく可撓性チューブ先端からの高周波電極の使用時突出長を任意に調整することができる内視鏡用高周波処置具を提供すること。

【解決手段】 可撓性チューブ1に内挿される外径サイズのかしめパイプ4を操作ワイヤ2の先端付近に被嵌して、かしめパイプ4を外側からかしめ加工で変形させることにより、かしめパイプ4が操作ワイヤ2に固定されると同時に、かしめパイプ4が変形して外径が膨らんだ部分4aが可撓性チューブ1の内周面に圧接してそれに伴う摩擦抵抗がかしめパイプ4と可撓性チューブ1の内周面との間に発生し、操作ワイヤ2を基端側から進退操作することにより高周波電極3を可撓性チューブ1の先端から突没する任意の位置で静止させることができるようにした。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される電気絶縁性の可撓性チューブ内に導電性の操作ワイヤが軸線方向に進退自在に挿通されて、上記操作ワイヤの先端に棒状の高周波電極が連結され、上記操作ワイヤを基端側から進退操作することにより上記高周波電極が上記可撓性チューブの先端から突没するように構成された内視鏡用高周波処置具において、

上記可撓性チューブに内挿される外径サイズのかしめパイプを上記操作ワイヤの先端付近に被嵌して、上記かしめパイプを外側側面からかしめ加工で変形させることにより、上記かしめパイプが上記操作ワイヤに固定されると同時に、上記かしめパイプが変形して外径が膨らんだ部分が上記可撓性チューブの内周面に圧接してそれに伴う摩擦抵抗が上記かしめパイプと上記可撓性チューブの内周面との間に発生し、上記操作ワイヤを基端側から進退操作することにより上記高周波電極を上記可撓性チューブの先端から突没する任意の位置で静止させることができるようにしたことを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

10

【請求項 2】

上記可撓性チューブの内周面とかしめ加工前の上記かしめパイプの外側面とが共に円形状である請求項 1 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 3】

上記かしめパイプに対するかしめ加工が、上記操作ワイヤの軸線方向に相違する複数箇所においてその相互間で軸線周り方向に向きを変えて行われている請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波処置具。

20

【請求項 4】

上記かしめパイプに対するかしめ加工が、上記操作ワイヤの軸線方向に相違する二箇所の位置においてその相互間で軸線周り方向に略 90° 向きを変えて行われている請求項 3 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 5】

上記かしめパイプに対するかしめ加工が、上記操作ワイヤの軸線方向の同じ位置において略 90° 向きを変えて 2 方向から行われている請求項 1、2 又は 3 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 6】

上記かしめパイプに対するかしめ加工が、上記操作ワイヤの軸線方向に相違する二箇所の位置においてその相互間で軸線周り方向に略 45° 向きを変えて行われている請求項 5 記載の内視鏡用高周波処置具。

30

【請求項 7】

上記操作ワイヤの最先端面又は上記かしめパイプの最先端面が当接して上記可撓性チューブ先端からの上記高周波電極の最大突出長を規制するストッパが、上記可撓性チューブの先端部分に取り付けられている請求項 1 ないし 6 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 8】

上記操作ワイヤが芯線の周囲に複数の素線を燃った燃り線により形成されて、上記操作ワイヤの最先端部分において上記芯線だけを残して上記素線が全て切除され、切除されずに残された芯線部分により上記高周波電極が形成されている請求項 1 ないし 7 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波処置具。

40

【請求項 9】

上記かしめパイプが、上記操作ワイヤの素線が切除されずに残された部分の最先端部分に取り付けられている請求項 8 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 10】

上記かしめパイプが、上記操作ワイヤの素線が切除されずに残された部分の最先端部分より後方に取り付けられて、上記操作ワイヤの素線が切除されずに残された部分の最先端部分がロー付け又はハンダ付けにより固められている請求項 8 記載の内視鏡用高周波処置具。

50

【請求項 1 1】

上記かしめパイプが上記操作ワイヤの先端部分付近からさらに前方に突出する状態に設けられていて、その部分に上記高周波電極の基端部分が取り付けられている請求項 1 ないし 7 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 1 2】

上記かしめパイプが上記高周波電極と上記操作ワイヤとを電氣的に導通させる機能を有している請求項 1 1 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 1 3】

上記かしめパイプの軸線方向の全長の中の一部の領域の外径サイズが上記可撓性チューブの内周面から退避した径に形成されている請求項 1 ないし 1 2 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波処置具。 10

【請求項 1 4】

上記高周波電極が真っ直ぐな棒状に形成されている請求項 1 ないし 1 3 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波処置具。

【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を通して粘膜面の切開等を使用される内視鏡用高周波処置具に関する。

【背景技術】

20

【0002】

内視鏡用高周波処置具は一般に、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される電気絶縁性の可撓性チューブ内に導電性の操作ワイヤが軸線方向に進退自在に挿通されて、その操作ワイヤの先端に棒状の高周波電極が連結され、操作ワイヤを基端側から進退操作することにより高周波電極が可撓性チューブの先端から突没するように構成されている。

【0003】

しかし、単純にそのように構成すると、高周波電流を通電する際の可撓性チューブ先端からの高周波電極の突出長（使用時突出長）が一通りの長さにならない。可撓性チューブ先端からの高周波電極の突出長が使用中に術者の意に反して簡単に変化してしまうと危険なため、高周波電極の使用時突出長は、操作ワイヤを手元側から一杯に押し込んだ安定状態である最大突出長のみになるからである。そのため、粘膜面の切開等を行う際等に、ケースによっては高周波電極が短すぎて必要な深さの切開処置を行えなかったり、ケースによっては高周波電極が長すぎて安全に切開処置を行えない場合があった。 30

【0004】

そこで従来は、可撓性チューブの先端に軸線方向に伸縮可能な先端アダプタを取り付け、症例に応じて先端アダプタからの高周波電極の突出長を調整することができるようにしていた（例えば、特許文献 1）。

【特許文献 1】特開 2002 - 113016

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0005】

しかし、軸線方向に伸縮可能な先端アダプタを可撓性チューブの先端に取り付けると構造が複雑でコスト高になると同時に、高周波電極の使用時突出長の調整を行う場合には高周波処置具を内視鏡の処置具挿通チャンネルから一々抜き出して先端アダプタの長さを調整しなければならないので、操作が極めて面倒であった。

【0006】

そこで本発明は、シンプルで低コストの構成により、高周波処置具を内視鏡の処置具挿通チャンネルから一々抜き出すことなく可撓性チューブ先端からの高周波電極の使用時突出長を任意に調整することができる内視鏡用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】

50

【 0 0 0 7 】

上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用高周波処置具は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される電気絶縁性の可撓性チューブ内に導電性の操作ワイヤが軸線方向に進退自在に挿通されて、操作ワイヤの先端に棒状の高周波電極が連結され、操作ワイヤを基端側から進退操作することにより高周波電極が可撓性チューブの先端から突没するように構成された内視鏡用高周波処置具において、可撓性チューブに内挿される外径サイズのかしめパイプを操作ワイヤの先端付近に被嵌して、かしめパイプを外側からかしめ加工で変形させることにより、かしめパイプが操作ワイヤに固定されると同時に、かしめパイプが変形して外径が膨らんだ部分が可撓性チューブの内周面に圧接してそれに伴う摩擦抵抗がかしめパイプと可撓性チューブの内周面との間に発生し、操作ワイヤを基端側から進退操作することにより高周波電極を可撓性チューブの先端から突没する任意の位置で静止させることができるようにしたものである。

【 0 0 0 8 】

なお、可撓性チューブの内周面とかしめ加工前のかしめパイプの外側面とが共に円形状であってもよく、かしめパイプに対するかしめ加工が、操作ワイヤの軸線方向に相違する複数箇所においてその相互間で軸線周り方向に向きを変えて行われていてもよい。

【 0 0 0 9 】

そして、かしめパイプに対するかしめ加工が、操作ワイヤの軸線方向に相違する二箇所の位置においてその相互間で軸線周り方向に略 90° 向きを変えて行われていてもよい。

また、かしめパイプに対するかしめ加工が、操作ワイヤの軸線方向の同じ位置において略 90° 向きを変えて 2 方向から行われていてもよく、その場合に、かしめパイプに対するかしめ加工が、操作ワイヤの軸線方向に相違する二箇所の位置においてその相互間で軸線周り方向に略 45° 向きを変えて行われていてもよい。

【 0 0 1 0 】

また、操作ワイヤの最先端面又はかしめパイプの最先端面が当接して可撓性チューブ先端からの高周波電極の最大突出長を規制するストッパが、可撓性チューブの先端部分に取り付けられていてもよい。

【 0 0 1 1 】

また、操作ワイヤが芯線の周囲に複数の素線を撚った撚り線により形成されて、操作ワイヤの最先端部分において芯線だけを残して素線が全て切除され、切除されずに残された芯線部分により高周波電極が形成されていてもよい。

【 0 0 1 2 】

その場合に、かしめパイプが、操作ワイヤの素線が切除されずに残された部分の最先端部分に取り付けられていてもよく、或いは、かしめパイプが、操作ワイヤの素線が切除されずに残された部分の最先端部分より後方に取り付けられて、操作ワイヤの素線が切除されずに残された部分の最先端部分がロー付け又はハンダ付けにより固められていてもよい。

【 0 0 1 3 】

或いは、かしめパイプが操作ワイヤの先端部分付近からさらに前方に突出する状態に設けられていて、その部分に高周波電極の基端部分に取り付けられていてもよく、その場合に、かしめパイプが高周波電極と操作ワイヤとを電氣的に導通させる機能を有していてもよい。

【 0 0 1 4 】

また、かしめパイプの軸線方向の全長の中の一部の領域の外径サイズが可撓性チューブの内周面から退避した径に形成されていてもよく、高周波電極が真っ直ぐな棒状に形成されていてもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、かしめパイプが変形して外径が膨らんだ部分が可撓性チューブの内周面に圧接してそれに伴う摩擦抵抗がかしめパイプと可撓性チューブの内周面との間に発生

することで、操作ワイヤを基端側から進退操作すると高周波電極を可撓性チューブの先端から突没する任意の位置で安定した状態に静止させることができるので、極めてシンプルで低コストの構成により、高周波処置具を内視鏡の処置具挿通チャンネルから一々抜き出すことなく可撓性チューブ先端からの高周波電極の使用時突出長を任意に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】

【0016】

内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される電気絶縁性の可撓性チューブ内に導電性の操作ワイヤが軸線方向に進退自在に挿通されて、操作ワイヤの先端に棒状の高周波電極が連結され、操作ワイヤを基端側から進退操作することにより高周波電極が可撓性チューブの先端から突没するように構成された内視鏡用高周波処置具において、可撓性チューブに内挿される外径サイズのかしめパイプを操作ワイヤの先端付近に被嵌して、かしめパイプを外面側からかしめ加工で変形させることにより、かしめパイプが操作ワイヤに固定されると同時に、かしめパイプが変形して外径が膨らんだ部分が可撓性チューブの内周面に圧接してそれに伴う摩擦抵抗がかしめパイプと可撓性チューブの内周面との間に発生し、操作ワイヤを基端側から進退操作することにより高周波電極を可撓性チューブの先端から突没する任意の位置で静止させることができるようにする。

10

【実施例】

【0017】

図面を参照して本発明の実施例を説明する。

20

図1は本発明の第1の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端付近を示しており、1は、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自在な例えば四フッ化エチレン樹脂チューブ等からなる、断面形状が円形の電気絶縁性の可撓性チューブである。

【0018】

2は、可撓性チューブ1内に径方向に隙間をあけて軸線方向に進退自在に全長にわたって挿通配置された導電性の操作ワイヤである。この実施例の操作ワイヤ2は、一本の芯線の周囲に複数の素線を撚った撚り線により形成されており、可撓性チューブ1の基端に連結された操作部（図示せず）からの遠隔操作によって任意に進退させることができる。

【0019】

3は、操作ワイヤ2の先端に真っ直ぐに連結された棒状の高周波電極であり、操作ワイヤ2を基端側から進退操作することにより高周波電極3が可撓性チューブ1の先端から突没するように構成されている。

30

【0020】

この実施例においては、操作ワイヤ2の最先端部分において芯線の周囲に撚られている素線が全て切除されて芯線だけが残され、その切除されずに残された芯線部分により高周波電極3が形成されている。したがって、操作ワイヤ2と高周波電極3とを連結するための加工が不要である。

【0021】

4は、操作ワイヤ2の素線が切除されずに残された部分の最先端部分に被嵌され、外面側からかしめ加工（かしめ加工部5）で変形させられることにより操作ワイヤ2に固定されたかしめパイプであり、例えばステンレス鋼管材等のような金属製パイプにより形成されている。

40

【0022】

かしめパイプ4の素材パイプは断面形状が円形で、その外径は可撓性チューブ1の内径寸法より僅かに小さい（例えば直径が0.05～0.1mm程度小さい）程度で可撓性チューブ1に緩く内挿され、かしめパイプ4は、外面側の180°対称の位置から挟み付けられる状態にかしめ加工されると、その力が加えられた方向に押し潰された状態に変形し、それと直交する方向には膨らむ。

【0023】

この実施例では、図2に示される操作ワイヤ2にかしめパイプ4が取り付けられる前の

50

状態から、図3に示されるように操作ワイヤ2の先端部分にかしめパイプ4が被嵌され、図1におけるIV-IV断面及びV-V断面を図示する図4及び図5にも示されるように、かしめ加工部5が、操作ワイヤ2の軸線方向に相違する二箇所の位置においてその相互間で軸線周り方向に略90°向きを変えて設けられている。ただし、軸線方向に相違する三箇所以上の位置にかしめ加工を施してもよい。

【0024】

このように構成することにより、かしめパイプ4が操作ワイヤ2に安定した状態に固定されると同時に、かしめ加工によりかしめパイプ4が変形して外径が膨らんだ部分4aが可撓性チューブ1の内周面に圧接して、それに伴う摩擦抵抗が、かしめパイプ4の外径が膨らんだ部分4aと可撓性チューブ1の内周面との間に発生する。

10

【0025】

その結果、操作ワイヤ2を基端側から進退操作することにより高周波電極3を可撓性チューブ1の先端から突没する任意の位置で安定した状態に静止させることができるので、高周波処置具を内視鏡の処置具挿通チャンネルから一々抜き出すことなく、可撓性チューブ1の先端からの高周波電極3の使用時突出長を任意に調整して粘膜等を状況に応じた最適の深さで切開することができ、しかも、極めてシンプルで低コストの構成によりそれを達成することができる。

【0026】

図1に戻って、6は、円筒形状に形成されて可撓性チューブ1の先端部分内に圧入/接合等により固定されたストッパであり、その軸線位置に形成された貫通孔6a内を高周波電極3が通過している。

20

【0027】

その結果、操作ワイヤ2を基端側から最大限に押し込み操作をしても、ストッパ6に操作ワイヤ2又はかしめパイプ4の最先端面が当接することにより、可撓性チューブ1の先端からの高周波電極3の最大突出長が規制される。なお、ストッパ6の外周面に尖った小突起等を形成して可撓性チューブ1の内周面に食い込ませて固定するようにしてもよい。

【0028】

図6は本発明の第2の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分を示しており、高周波電極3が操作ワイヤ2から独立した単独の真っ直ぐな導電性の棒状部材により形成されて、その基端部分がかしめパイプ4の先端部分に固定されている。高周波電極3を太く形成する必要がある場合等にはこのような構成が適している。高周波電極3の基端面は操作ワイヤ2の先端面に当接している。

30

【0029】

かしめパイプ4は、操作ワイヤ2の最先端部分にかしめ加工により固定されると同時に、高周波電極3を固定するために操作ワイヤ2の先端からさらに前方(図6において下方)に突出する状態に設けられていて、操作ワイヤ2と高周波電極3とを一体的連結する機能と、操作ワイヤ2と高周波電極3とを電氣的に導通させる機能も有している。

【0030】

図7及び図8は、図6におけるVII-VII断面とVIII-VIII断面を示しており、かしめパイプ4に対するかしめ加工(かしめ加工部5)が操作ワイヤ2の軸線方向に相違する二箇所の位置において行われている点は前述の第1の実施例と同じである。

40

【0031】

ただしこの実施例では、操作ワイヤ2の軸線方向の同じ位置において略90°向きを変えて2方向から行われて、軸線方向に相違する二箇所の位置においてその相互間で軸線周り方向に略45°向きを変えて行われている。

【0032】

その結果、かしめパイプ4が操作ワイヤ2に対してより安定した状態に固定されると同時に、可撓性チューブ1の内周面とかしめパイプ4との間に摩擦抵抗がより均一な状態に生じて、高周波電極3を可撓性チューブ1の先端から突没する任意の位置でより安定した状態に静止させることができる。

50

【 0 0 3 3 】

ストッパ 6 の構成は前述の第 1 の実施例と同じであるが、かしめパイプ 4 の先端面が操作ワイヤ 2 の先端面より前方に出っ張った位置にあるので、高周波電極 3 の最大突出長を規制する際にはかしめパイプ 4 の先端面がストッパ 6 に当接する。

【 0 0 3 4 】

図 9 は、本発明の第 3 の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分を示しており、操作ワイヤ 2 を形成する撚り線の先端部分の切除されずに残された芯線部分によって高周波電極 3 が形成されている点は前述の第 1 の実施例と同じである。

【 0 0 3 5 】

ただしこの実施例では、かしめパイプ 4 が、操作ワイヤ 2 の最先端部分（即ち、素線が切除されずに残された部分の最先端部分）よりある程度後方に取り付けられて、操作ワイヤ 2 の最先端部分はロー付け又はハンダ付けにより固められて素線がほつれて広がらないようになっている。このようにすると構造が少し複雑になってコストも上がるが、機能的には第 1 の実施例と遜色がない。

【 0 0 3 6 】

図 10 は、本発明の第 4 の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分を示しており、かしめパイプ 4 の軸線方向の全長の中の先側半部の領域（後側半部の領域でもよい）の外径サイズが可撓性チューブ 1 の内周面から退避した径に細く形成されている。このように、かしめパイプ 4 のいずれか一部の領域の外径を細く形成してもコスト及び機能には殆ど影響がない。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 7 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波処置具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処置具のかしめパイプが取り付けられる前の状態の部分斜視図である。

【 図 3 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波処置具のかしめパイプが取り付けられた後の状態の部分斜視図である。

【 図 4 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波処置具の図 1 における IV - IV 断面図である。

【 図 5 】 本発明の第 1 の実施例の内視鏡用高周波処置具の図 1 における V - V 断面図である。

【 図 6 】 本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分の側面断面図である。

【 図 7 】 本発明の第 2 の実施例の内視鏡用高周波処置具の図 6 における VII - VII 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処置具の図 6 における VIII - VIII 断面図である。

【 図 9 】 本発明の第 3 の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分の側面断面図である。

【 図 10 】 本発明の第 4 の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分の側面断面図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 3 8 】

- 1 可撓性チューブ
- 2 操作ワイヤ
- 3 高周波電極
- 4 かしめパイプ
- 4 a 外径が膨らんだ部分
- 5 かしめ加工部
- 6 ストッパ

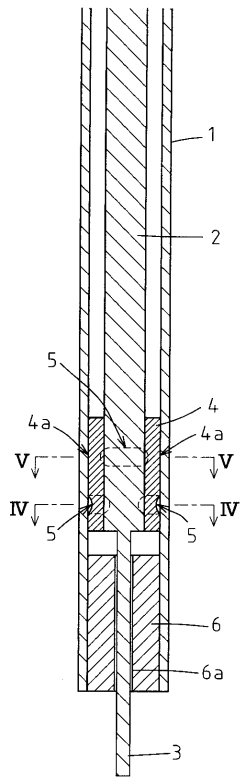
10

20

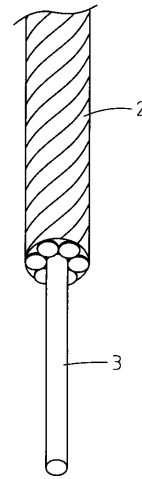
30

40

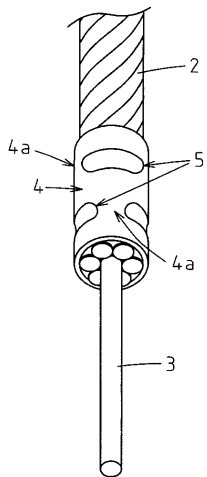
【図 1】



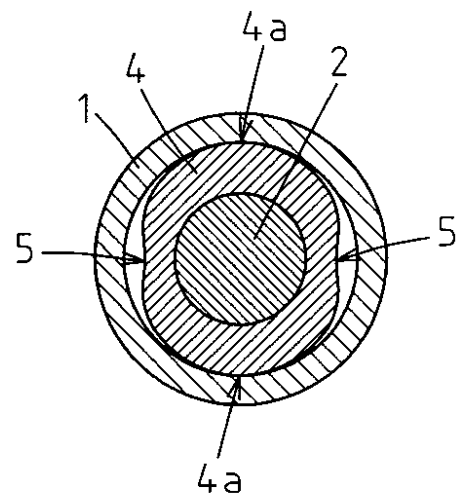
【図 2】



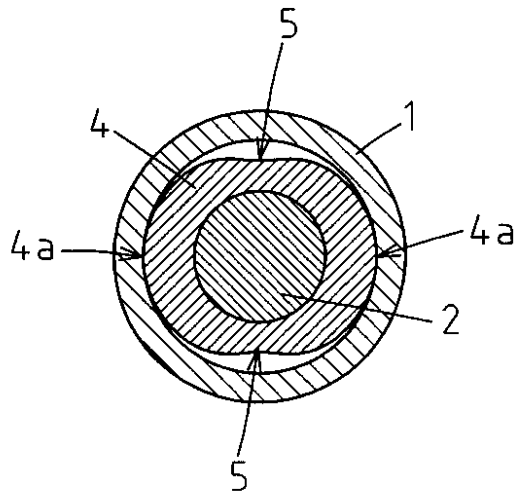
【図 3】



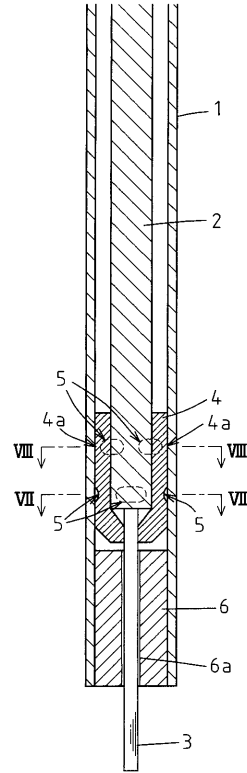
【図 4】



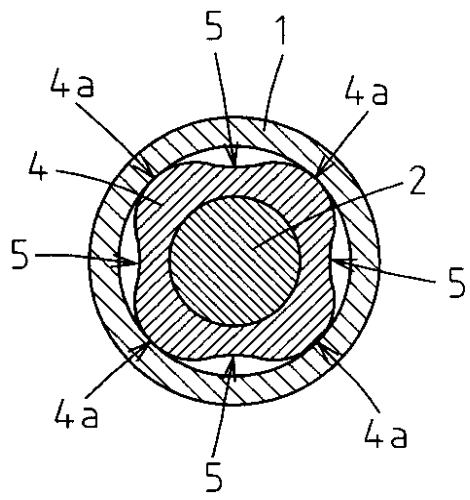
【図 5】



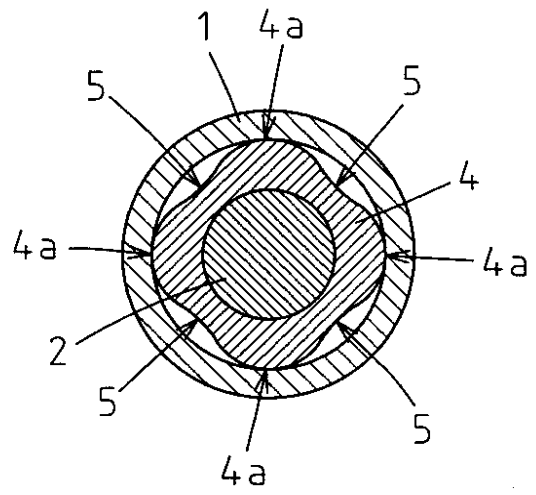
【図 6】



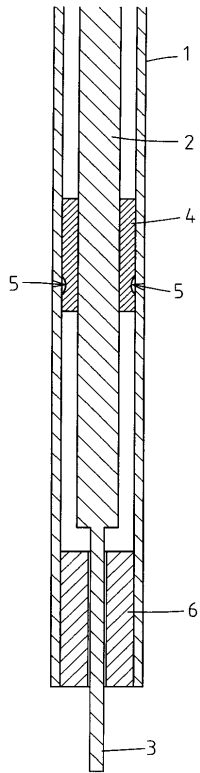
【図 7】



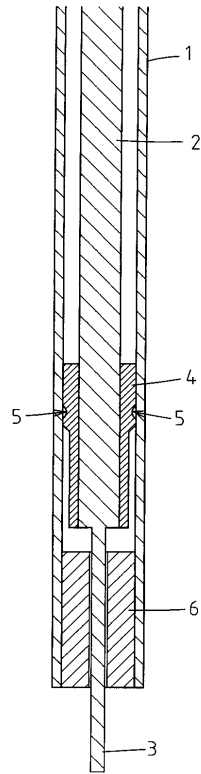
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP2007229102A	公开(公告)日	2007-09-13
申请号	JP2006052689	申请日	2006-02-28
[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		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B2018/1475 A61B2090/034		
FI分类号	A61B17/39.317 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK20 4C060/MM24 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK36 4C160/MM32 4C160/NN09 4C160/NN21		
代理人(译)	三井和彦		
其他公开文献	JP4425227B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在使用高频电极时，可以任意调整高频电极从挠性管的末端伸出的长度，而无需从具有简单且低成本配置的内窥镜的治疗工具插入通道中拔出高频治疗工具。提供一种用于内窥镜的高频治疗仪。解决方案：外径尺寸要插入挠性管1中的嵌缝管4围绕操作线2的远端装配，并且嵌缝管4通过从外表面侧进行嵌缝而变形。如图4所示，将压线管4固定在操作线2上，同时使压线管4变形，将外径鼓出部4a按压在挠性管1的内周面，从而能够将与之相关的摩擦阻力施加于压线管4。它在挠性管1的内周表面与操作线2之间从基端侧向前和向后移动之间产生，使得高频电极3停在高频电极3从挠性管1的尖端突出的任意位置。我能够做到。

[选型图]图1

