

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4425227号
(P4425227)

(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.

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 17/39 3 1 7

請求項の数 12 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2006-52689 (P2006-52689)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成18年2月28日 (2006.2.28)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2007-229102 (P2007-229102A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成19年9月13日 (2007.9.13)	(74) 代理人	100091317
審査請求日	平成20年11月10日 (2008.11.10)		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
		審査官	川端 修

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

(57) 【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が上記操作ワイヤの先端付近に被嵌されて、上記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、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構成されると共に、

上記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、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て、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、

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被嵌されてそこにかしめ固定されていることを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

【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周面とが共に円形形

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。

【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。

【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 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 9】

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 10】

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 9 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 11】

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 10 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 12】

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 11 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に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】

【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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 0 3 】

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）が一通りの長さにはしかない。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。

10

【 0 0 0 4 】

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 2 0 0 2 - 1 1 3 0 1 6

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

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。

20

【 0 0 0 6 】

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】

【 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したものである。

30

【 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。

40

【 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 9 0 ° 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 9 0 ° 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 4 5 ° 向きを変えて行われていてもよい。

50

【 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。

10

【 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気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。

20

【 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。

30

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 6 】

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。

40

【 実施例 】

【 0 0 1 7 】

図面を参照して本発明の実施例を説明する。

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。

50

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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。

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

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。

【 0 0 2 2 】

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 . 0 5 ~ 0 . 1 m m 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 1 8 0 ° 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。

【 0 0 2 3 】

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においてその相互間で軸線周り方向に略 9 0 ° 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。

【 0 0 2 4 】

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 4 a 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 4 a と可撓性チューブ 1 の内周面との間に発生する。

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

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 6 a 内を高周波電極 3 が通過している。

【 0 0 2 7 】

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 2 8 】

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。

【 0 0 2 9 】

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。

【 0 0 3 0 】

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。

【 0 0 3 1 】

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方向に略 45°向きを変えて行われている。

【 0 0 3 2 】

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。

【 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。

10

20

30

40

50

【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。

10

【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。

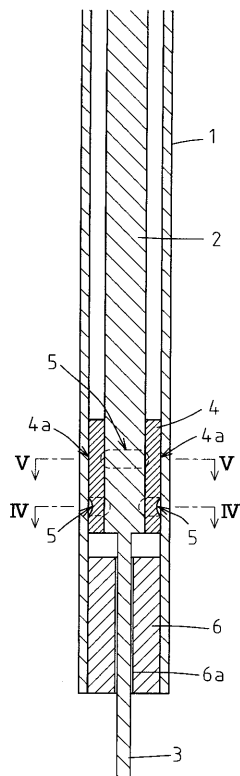
【符号の説明】

【 0 0 3 8 】

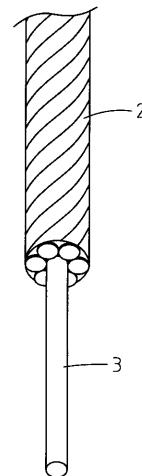
- 1 可撓性チューブ
- 2 操作ワイヤ
- 3 高周波電極
- 4 かしめパイプ
- 4 a 外径が膨らんだ部分
- 5 かしめ加工部
- 6 ストップ

20

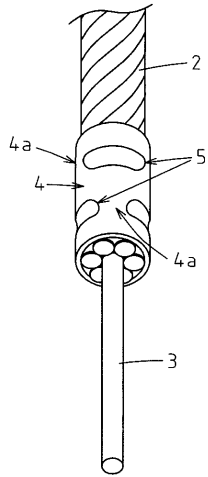
【図 1】



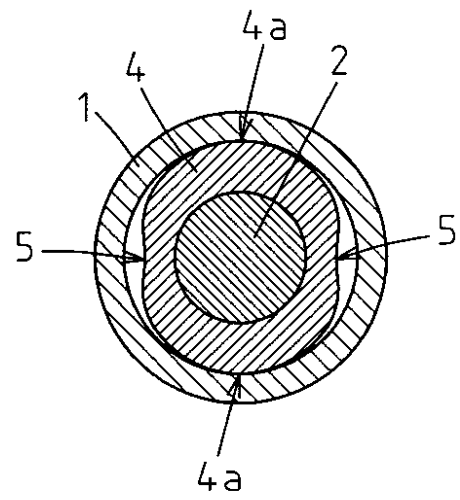
【図 2】



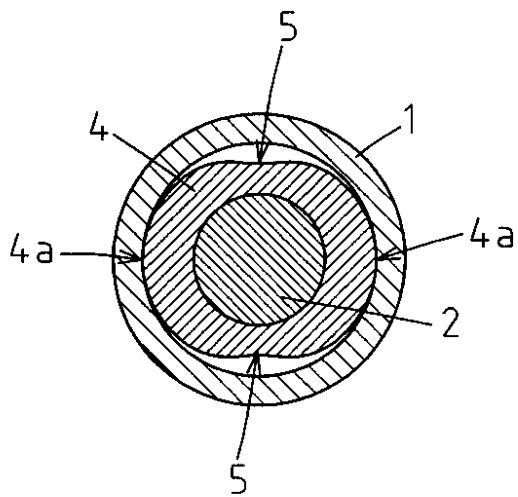
【図 3】



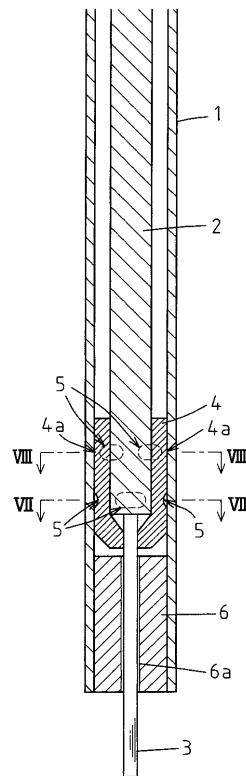
【図 4】



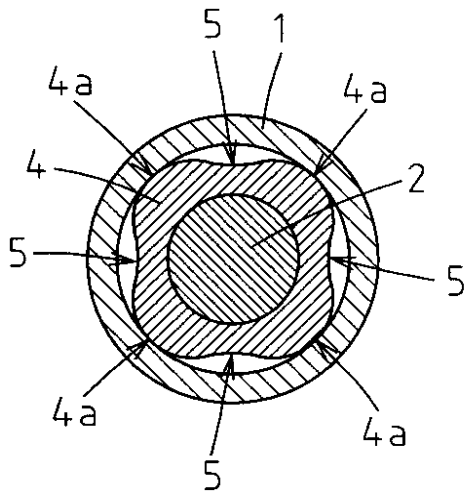
【図 5】



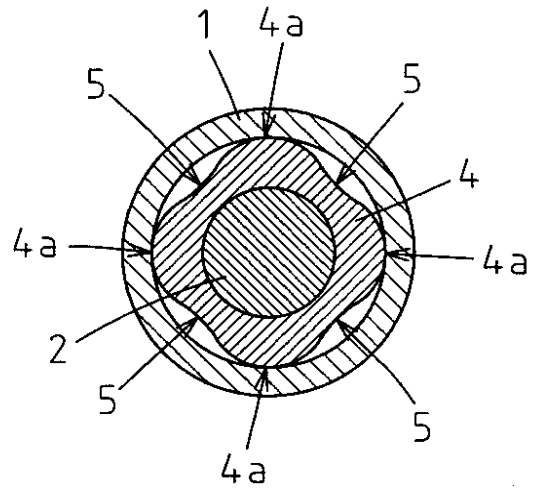
【図 6】



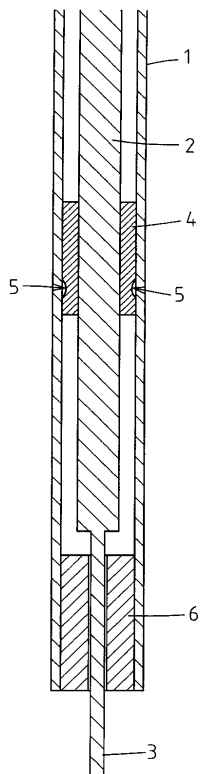
【図 7】



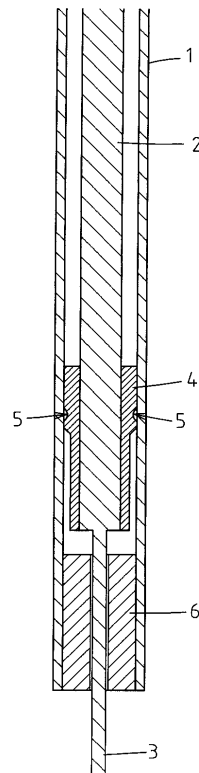
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-000544(JP,A)
特開2002-113016(JP,A)
特開2005-270240(JP,A)
特開2004-231008(JP,A)
特開平10-235574(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/14

专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP4425227B2	公开(公告)日	2010-03-03
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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA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		
审查员(译)	川端修		
其他公开文献	JP2007229102A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用从所述柔性管端的高频电极时，一个简单的，低成本的结构，可任意调整突出长度不偏离内窥镜的处置器械贯穿插入通道中的每个时间提取的高频处理器具将提供一种用于内窥镜的高频治疗仪器。在操作线2的前端的附近A和装配铆接管4具有外径尺寸设定成被插入到柔性管1，铆接管4通过从外表面侧铆接管铆接变形4同时被固定到操作线2，摩擦阻力铆接在压力接触管4和可变与其相关联的与部分4a通过嵌塞管4鼓出外径挠性管1的内周面发生变形所述Shiwasei管1的内周面之间发生，是固定在任意位置处突出，并且通过推进和从基端侧拉回操作线2的动作从所述柔性管1的前端缩回RF电极3我让它成为可能。点域1

