

(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2009-119087

(P2009-119087A)

(43) 公開日 平成21年6月4日(2009.6.4)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39	4 C 0 6 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2007-297367 (P2007-297367)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成19年11月16日 (2007.11.16)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号
		(74) 代理人	100091317
			弁理士 三井 和彦
		(72) 発明者	川野 友裕
			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
		(72) 発明者	佐藤 雅康
			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 KK25
			MM24
			4C061 AA00 GG15 HH57 JJ06

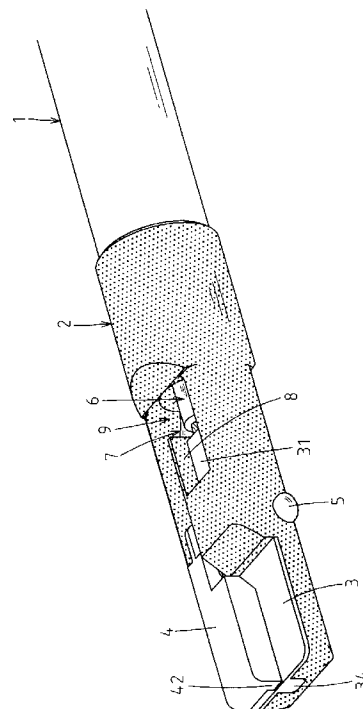
(54) 【発明の名称】 内視鏡用バイポーラ高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】一対の電極のうち一方が固定された片開きタイプのものであっても、一対の電極に接続された導電線間の電気絶縁を確実に行うことができる内視鏡用バイポーラ高周波処置具を提供すること。

【解決手段】電極支持本体2が電気絶縁材で形成されて、固定電極3に対する固定電極用導電線6の接続部と可動電極4に対する可動電極用導電線7の接続部との間を電氣的に絶縁し且つ機械的に仕切る絶縁壁8が電極支持本体2に一体に形成されている。

【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可撓性シースの先端に取り付けられた電極支持本体に、固定電極が固定的に支持されると共に、上記固定電極に対して電気絶縁された可動電極が回動自在に支持されて、上記可撓性シース内に互いの間が電気絶縁された状態に挿通配置された固定電極用導電線と可動電極用導電線が上記固定電極と上記可動電極に個別に接続され、上記可動電極用導電線を進退操作することにより、上記可動電極を回動させて上記固定電極に対し嘴状に開閉させることができるように構成された内視鏡用バイポーラ高周波処置具において、

上記電極支持本体が電気絶縁材で形成されて、上記固定電極に対する上記固定電極用導電線の接続部と上記可動電極に対する上記可動電極用導電線の接続部との間を電氣的に絶縁し且つ機械的に仕切る絶縁壁が上記電極支持本体に一体に形成されていることを特徴とする内視鏡用バイポーラ高周波処置具。

10

【請求項 2】

上記可動電極に対する上記可動電極用導電線の接続部が配置された空間が一定幅の溝状に形成されていて、その一方の側壁が上記絶縁壁により形成されている請求項 1 記載の内視鏡用バイポーラ高周波処置具。

【請求項 3】

上記可動電極用導電線が金属製の導線に電気絶縁性の絶縁被覆を被覆して構成され、上記可動電極用導電線がその進退範囲のどこにあっても上記可動電極用導電線の導線が上記絶縁壁に面する領域から外れないように、上記絶縁壁が形成されている請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用バイポーラ高周波処置具。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は内視鏡用バイポーラ高周波処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡用バイポーラ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可撓性シースの先端に取り付けられた電気絶縁性の電極支持本体に、一対の電極が嘴状に開閉自在に支持されて、可撓性シース内に互いの間が電気絶縁された状態に挿通配置された一対の導電線の先端が一対の電極に個別に接続されている。

30

【0003】

そして、バイポーラ高周波処置具では、一対の電極の間を完全に電気絶縁しないと高周波処置具としての機能が全く発揮されないことになるので、一対の電極の間を仕切る電気絶縁性の絶縁スペーサが電極支持本体に配置され、それらが全体として一体に形成されたものもある（例えば、特許文献 1、2）。

【特許文献 1】特開 2003 - 299668

【特許文献 2】特開 2004 - 105499

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献 1 又は 2 に記載された発明のような構成を採用することにより、一対の電極の間を完全に電気絶縁することができる。しかし、各電極に接続された導電線は、電極支持本体に形成されたスリット内に互いに接触する状態に配置されていて、電極を開閉するための操作ワイヤとしての機能も有する導電線は基端側からの操作により進退するので、そのような進退動作の作動不良等によって一対の導電線間の電気絶縁が不十分になるおそれがある。

【0005】

特に、一対の電極のうち一方が固定されたいわゆる片開きタイプのものでは、一対の導

50

電線のうち一方が固定されてそれに対し他方が進退動作をすることになり、一対の導電線どうしの位置関係が変化するので、電気絶縁性が不十分になる位置関係が生じ易い。

【0006】

本発明は、一対の電極のうち一方が固定された片開きタイプのものであっても、一対の電極に接続された導電線間の電気絶縁を確実に行うことができる内視鏡用バイポーラ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】

【0007】

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可撓性シースの先端に取り付けられた電極支持本体に、固定電極が固定的に支持されると共に、固定電極に対して電気絶縁された可動電極が回動自在に支持されて、可撓性シース内に互いの間が電気絶縁された状態に挿通配置された固定電極用導電線と可動電極用導電線が固定電極と可動電極に個別に接続され、可動電極用導電線を進退操作することにより、可動電極を回動させて固定電極に対し嘴状に開閉させることができるように構成された内視鏡用バイポーラ高周波処置具において、電極支持本体が電気絶縁材で形成されて、固定電極に対する固定電極用導電線の接続部と可動電極に対する可動電極用導電線の接続部との間を電氣的に絶縁し且つ機械的に仕切る絶縁壁が電極支持本体に一体に形成されているものである。

10

【0008】

なお、可動電極に対する可動電極用導電線の接続部が配置された空間が一定幅の溝状に形成されていて、その一方の側壁が絶縁壁により形成されていてもよく、可動電極用導電線が金属製の導線に電気絶縁性の絶縁被覆を被覆して構成され、可動電極用導電線がその進退範囲のどこにあって可動電極用導電線の導線が絶縁壁に面する領域から外れないように絶縁壁が形成されていてもよい。

20

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、電極支持本体が電気絶縁材で形成されて、固定電極に対する固定電極用導電線の接続部と可動電極に対する可動電極用導電線の接続部との間を電氣的に絶縁し且つ機械的に仕切る絶縁壁が電極支持本体に一体に形成されていることにより、一対の電極のうち一方が固定された片開きタイプのものであっても、一対の電極に接続された導電線間の電気絶縁を確実に行うことができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

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の先端に取り付けられた電極支持本体に、固定電極が固定的に支持されると共に、固定電極に対して電気絶縁された可動電極が回動自在に支持されて、可撓性シース内に互いの間が電気絶縁された状態に挿通配置された固定電極用導電線と可動電極用導電線が固定電極と可動電極に個別に接続され、可動電極用導電線を進退操作することにより、可動電極を回動させて固定電極に対し嘴状に開閉させることができるように構成された内視鏡用バイポーラ高周波処置具において、電極支持本体が電気絶縁材で形成されて、固定電極に対する固定電極用導電線の接続部と可動電極に対する可動電極用導電線の接続部との間を電氣的に絶縁し且つ機械的に仕切る絶縁壁が電極支持本体に一体に形成されている。

40

【実施例】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図1と図2は、内視鏡用バイポーラ高周波処置具の先端付近の斜視図と平面図であり、1は、図示されていない内視鏡の処置具挿通チャンネル内に挿脱自在な可撓性シースであり、電気絶縁性のプラスチック又はセラミック等の材料で形成されて電極支持本体2が可撓性シース1の先端に連結されている。なお、斜視図である図1と後述する図5においては、電極支持本体2の全体形状を把握し易いように電極支持本体2の表面に細かい点を付

50

して図示してある。

【0012】

電極支持本体2は、可撓性シース1に対して軸線方向には移動できないが軸線周り方向には回転自在に連結されている。その連結部Dにおいては、外周が円形に形成されている可撓性シース1の先端が、円筒状に形成されている電極支持本体2内に緩く差し込まれた状態になっていて、図2と後述する図7等にも示されるように、電極支持本体2の内周面に内方に向かって突出形成された凸部が、可撓性シース1の外周面に形成された円周溝に係合した構成になっている。ただし、その他の構成により、電極支持本体2を可撓性シース1に対し軸線方向には移動できないが軸線周り方向には回転自在に連結してもよい。

【0013】

電極支持本体2の先端寄りの部分には、固定電極3と可動電極4とが、互いの間が電氣的に絶縁された状態で嘴状に前方に向かって開閉自在に支持されている。そのうち固定電極3は、図1と後述する図11等にも示されるように、略直径位置で半分が切除された断面形状の電極支持本体2のその切除面全面を覆う平板状に形成されて電極支持本体2に固定的に支持されている。

【0014】

可動電極4は、電極支持本体2に固定的に取り付けられた金属支軸5に後端部付近が回転自在に支持されている。ただし、金属支軸5が、可動電極4に圧入固定されて、電極支持本体2に対して回転自在に取り付けられていてもよい。

【0015】

可撓性シース1は、例えば四フッ化エチレン樹脂、シリコン樹脂又はその他の電気絶縁性の可撓性材料からなる一本のマルチルーメンチューブのみで形成されている。したがって、可撓性シース1を極めて細く形成することができ、処置具挿通チャンネルへの挿通性に優れている。

【0016】

図2におけるIII-III断面を図示する図3に示されるように、可撓性シース1には、中心軸線位置に中心貫通孔1xが貫通形成されて、中心軸線に対して偏位した位置に偏位貫通孔1sが中心貫通孔1xと平行に形成され、それ以外に貫通孔は形成されていない。ただし、マルチルーメンチューブに第3、第4の貫通孔が形成されていても差し支えない。

【0017】

可撓性シース1の中心貫通孔1xと偏位貫通孔1sとには、一对の導電線6, 7が、互いの間が電氣的に絶縁された状態で全長にわたって挿通配置されており、中心貫通孔1x内に配置された導電線6としては回転伝達性の高いトルクワイヤからなる導電線が用いられて、それが中心貫通孔1x内に軸線周り方向に回転自在に(かつ、軸線方向に進退自在に)緩く挿通されている。

【0018】

一方、偏位貫通孔1s内に配置された導電線7としては回転伝達性の低い非トルクワイヤからなる導電線が用いられて、それが偏位貫通孔1s内に軸線方向に進退自在に(かつ、軸線周り方向に回転自在に)緩く挿通されている。

【0019】

なお、各導電線6, 7は、可撓性シース1内に挿通されている部分では導線61, 71が電気絶縁性の絶縁被覆が被覆された構造になっているが、図3においては詳細な断面構造の図示が省略されている。

【0020】

図2及びその図2におけるIV-IV断面図である図4等にも示されるように、トルクワイヤからなる導電線6の先端においては、絶縁被覆が剥がされた導線61の先端部分が、固定電極3の後方に固定電極3と一体に導電性金属で形成されて配置された固定電極用導線接続部31の接続孔31aに差し込まれて電氣的及び機械的に接続、固定されている(以下、「固定電極用導電線6」という)。

【0021】

10

20

30

40

50

また、非トルクワイヤからなる導電線 7 の先端においては、絶縁被覆が剥がされた導線 7 1 の先端部分が、可動電極 4 の後端に形成された駆動アーム部 4 1 の透孔 4 1 a に通されて曲げ戻された状態に係合して、電氣的及び機械的に接続、連結されている（以下、「可動電極用導電線 7」という）。

【0022】

その結果、図 2 に矢印 A で示されるように、可動電極用導電線 7 が図示されていない基端側から軸線方向に進退操作されると、可動電極 4 が金属支軸 5 を中心に回転して固定電極 3 に対し嘴状に前方に向かって開閉し、図 5 及び図 6 に示されるように、可動電極用導電線 7 が基端側から牽引操作された時は、可動電極 4 が固定電極 3 に対し前方に向かって嘴状に開いた状態になる。

10

【0023】

図 3 を除く図 1 ~ 図 6 の各図に示されるように、電極支持本体 2 には、固定電極 3 に対する固定電極用導電線 6 の接続部である固定電極用導線接続部 3 1 部分と、可動電極 4 に対する可動電極用導電線 7 の接続部である駆動アーム部 4 1 部分との間を電氣的に絶縁しつつ機械的に仕切る絶縁壁 8 が、電気絶縁材からなる電極支持本体 2 に一体に形成されている。

【0024】

絶縁壁 8 は、固定電極用導線接続部 3 1 及び駆動アーム部 4 1 の双方に対して相対的に、外方に突出する位置まで形成されている。言い換えると、固定電極用導線接続部 3 1 と駆動アーム部 4 1 は、共に絶縁壁 8 の外縁位置より電極支持本体 2 の内側に潜った位置に配置されている。

20

【0025】

可動電極 4 に対する可動電極用導電線 7 の接続部（駆動アーム部 4 1）が配置された空間は、図 2 及び図 4 等 に示されるように、可動電極 4 を幅方向に緩く挟んだ一定幅の溝状に形成されていて、その溝状の空間と固定電極用導線接続部 3 1 との間に位置する側の側壁が絶縁壁 8 により形成されている。

【0026】

絶縁壁 8 は、可動電極用導電線 7 がその進退範囲のどこにあっても可動電極用導電線 7 の導線 7 1 が絶縁壁 8 に面する領域から外れない大きさに形成されている。したがって、本発明のように一对の電極 3, 4 のうち一方の電極 3 が固定されたいわゆる片開きタイプの内視鏡用パイプーラ高周波処置具であっても、一对の電極 3, 4 に接続された導電線 6, 7 の間の電気絶縁が確実に行われる。

30

【0027】

図 7 と図 8 は、可動電極 4 が開閉した状態の側面断面図（図 2 における VII - VII 断面図と、図 6 における VIII - VIII 断面図）である。図 7 及び図 8 に示されるように、可動電極 4 は側方から見て電極部（即ち、固定電極 3 に対して嘴状に開閉する部分である後述する電極ブレード部 4 2）の基端に駆動アーム部 4 1 が鉤形（即ち、略 L 字状）に一体につながった形状に形成されている。

【0028】

そして、駆動アーム部 4 1 の突端（即ち、鉤形の鉤の先端）付近が金属支軸 5 により電極支持本体 2 に回転自在に支持されて、可動電極 4 の電極部と駆動アーム部 4 1 との境界部付近（この実施例では、鉤形に曲がった角部の外縁近傍）に可動電極用導電線 7 の導線 7 1 の先端折り曲げ部が連結されている。このような構成をとることにより、駆動アーム部 4 1 が電極支持本体 2 の外に飛び出さない状態で可動電極 4 の開き角を大きくとることができる。

40

【0029】

また、可動電極用導電線 7 が基端側から押し込み操作されて可動電極 4 が固定電極 3 に対して閉じた状態になる時と、可動電極用導電線 7 が基端側から牽引操作されて可動電極 4 が固定電極 3 に対して開いた状態になる時の各々において、可動電極 4 の動作範囲を規制するための閉じ用ストッパ 1 1 と開き用ストッパ 1 2 とが電極支持本体 2 に一体に形成

50

されている。

【0030】

図7及び図8に示されるように、閉じ用ストッパ11は、鉤形に曲がった可動電極4の内縁部が当接する位置に形成され、開き用ストッパ12は、鉤形に曲がった可動電極4の角部の外縁部が当接する位置に形成されている。

【0031】

なお、閉じ用ストッパ11は、可動電極4の閉じ動作が閉じ用ストッパ11により規制された状態の時に、固定電極3と可動電極4との間に隙間ができて両電極3,4が直接接触することのないように形成され、電気安全性が確保されている。また、閉じ状態において、駆動アーム部41が電極支持本体2の外縁より突出しない状態になっている。

10

【0032】

また、この実施例では、可動電極4が金属支軸5を中心に開き方向に最大限に回動した時に、駆動アーム部41が電極支持本体2の外縁から外方に突出しないよう、図8に示されるように、可動電極4が開き方向に最大限に回動した状態において駆動アーム部41の外縁が電極支持本体2の外縁に沿う形状に形成されている。したがって、駆動アーム部41の突出により周囲の生体粘膜等を誤って傷つけるおそれがない。

【0033】

図9は、固定電極3が形成されている固定電極形成体30を示している。固定電極形成体30は全体が導電性金属により一体に形成されていて、先端側の部分に形成された薄板状の固定電極3と後端側の部分に形成された固定電極用導線接続部31とが、四角柱状の中間連結部32により一体に連結された形状になっている。

20

【0034】

固定電極用導線接続部31には、前述のように固定電極用導線6の導線61が接続固着される可動電極用導線接続孔31aが後端面に開口する状態に形成されている。また、金属支軸5が隙間をあけて緩く通過する支軸通過孔33が中間連結部32の中間部分を横断する状態に貫通形成されている。34は、電極支持本体2の最先端部に形成されている凹溝内に係合する係合凸部である。

【0035】

図10は内視鏡用パイプーラ高周波処置具の先端部分の中心軸線位置における側面断面図であり、図11、図12及び図13は、図10におけるXI-XI断面、XII-XII断面及びXIII-XIII断面を図示する断面図である。

30

【0036】

可動電極4には、固定電極3の幅方向の中心線位置に対向して前後方向に細長くて固定電極3側に向かって凸状に突出する電極ブレード部42が形成されている。したがって、固定電極3と可動電極4との間に生体組織を挟み付け、導線6,7を介して電極3,4間に高周波電流を通電すると、主に可動電極4の電極ブレード部42に接触する部分で高周波電流の電流密度が大きくなって、生体組織がその位置で焼灼、切断される。

【0037】

電極支持本体2には、図10～図12に示されるように、固定電極形成体30の係合凸部34と中間連結部32がピッタリ嵌め込まれる凹溝が形成されていて、固定電極形成体30が、電極支持本体2に機械的に強固に固定された状態になっている。

40

【0038】

即ち、図14は、組み立ての際に固定電極形成体30が電極支持本体2に取り付けられる状態を順に示しており、図14(i)に示されるように、電極支持本体2の中間位置には、固定電極形成体30がその後端の固定電極用導線接続部31側から通過する断面形状の固定電極取付孔15が形成されている。

【0039】

そして、固定電極形成体30が、電極支持本体2への固定状態に対し傾けられた状態で固定電極用導線接続部31側から固定電極取付孔15に斜めに通されて、それから図14(ii)～図14(iii)に順に図示されるように回動されることにより、電極支持本体2

50

に固定された状態の姿勢にされる。

【 0 0 4 0 】

図 1 4 (i i i) に示されるように、固定電極形成体 3 0 と電極支持本体 2 には、固定電極形成体 3 0 側が電極支持本体 2 側に前後方向にきつく挟み付けられた状態に圧入固定される第 1 の圧入部 1 6 と、逆に電極支持本体 2 側が固定電極形成体 3 0 側に前後方向にきつく挟み付けられた状態に圧入固定される第 2 の圧入部 1 7 とが、固定電極形成体 3 0 と電極支持本体 2 とに各々段状に形成された壁部により前後方向に並んで形成されている。

【 0 0 4 1 】

その結果、固定電極 3 が一体に形成されている固定電極形成体 3 0 と電極支持本体 2 とが部分別に互いに圧入され合う状態に固定され、固定電極形成体 3 0 を、電極支持本体 2 に対し固定するための独立した固定部材等を用いることなく、電極支持本体 2 に確実かつ容易に固定することができる。なお、圧入部 1 6 , 1 7 に補助的に接着剤等を塗布してもよい。

10

【 0 0 4 2 】

このような構成において、図 1 3 等 に示されるように、固定電極 3 と固定電極用導線接続部 3 1 とを連結する固定電極形成体 3 0 の中間連結部 3 2 の中間部分を横断する状態に、金属支軸 5 が隙間をあけて緩く通過する支軸通過孔 3 3 が貫通形成され、その支軸通過孔 3 3 の軸線位置に金属支軸 5 が配置されている。

【 0 0 4 3 】

その結果、固定電極 3 と可動電極 4 とが金属支軸 5 を介して電氣的に導通するおそれがなく、固定電極 3 と可動電極 4 との間の電気絶縁を、緩みや欠損等が発生するおそれなく確実に行うことができる。なお、さらに支軸通過孔 3 3 内の空間部分に電気絶縁体を配置しても差し支えない。

20

【 0 0 4 4 】

図 2 と図 1 0 に戻って、前述のように、電極支持本体 2 は可撓性シース 1 に対し連結部 D において軸線周り方向に回転自在に連結され、固定電極 3 と一体に固定電極形成体 3 0 に形成された固定電極用導線接続部 3 1 に固定電極用導電線 6 の先端が接続固着されている。固定電極形成体 3 0 は前述のように電極支持本体 2 に機械的に固定されている。

【 0 0 4 5 】

したがって、矢印 R で示されるように、固定電極用導電線 6 を基端側から軸線周り方向に回転操作すると、その回転がトルクワイヤからなる固定電極用導電線 6 の先端側に良好に伝達され、固定電極形成体 3 0 を介して電極支持本体 2 が可撓性シース 1 に対し固定電極用導電線 6 の回転に追従して回転する。

30

【 0 0 4 6 】

そして、電極支持本体 2 が軸線周りに回転した時に非トルクワイヤからなる可動電極用導電線 7 が可撓性シース 1 の先端部分と可動電極 4 との間で無理なく挟じられるよう、図 7 等 に示されるように、可撓性シース 1 の先端部分と可動電極 4 との間には可動電極用導電線 7 が挟じられる自由空間 9 が形成されている。

【 0 0 4 7 】

即ち、可撓性シース 1 の先端面と可動電極 4 の駆動アーム部 4 1 との間では可動電極用導電線 7 は全く拘束されておらず、可動電極用導電線 7 の挟じれを許容する空間が可動電極用導電線 7 の周囲に形成されている。

40

【 0 0 4 8 】

このような構成により、固定電極用導電線 6 を手元側から軸線周り方向に回転操作することにより、電極支持本体 2 をスムーズに軸線周り方向に回転させて、固定電極 3 と可動電極 4 の開閉方向を容易に変更制御することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 9 】

【 図 1 】 本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の先端付近の斜視図である。

【 図 2 】 本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の先端付近の平面図である。

50

【図 3】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の図 2 における III - III 断面図である。

【図 4】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の図 2 における IV - IV 断面図である。

【図 5】本発明の実施例の電極が開いた状態の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の先端付近の斜視図である。

【図 6】本発明の実施例の電極が開いた状態の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の先端付近の平面図である。

【図 7】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の図 2 における VII - VII 断面図である。

10

【図 8】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の図 6 における VIII - VIII 断面図である。

【図 9】本発明の実施例の固定電極形成体の単体斜視図である。

【図 10】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の軸線位置における側面断面図である。

【図 11】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の図 10 における XI - XI 断面図である。

【図 12】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の図 10 における XII - XII 断面図である。

【図 13】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の図 10 における XIII - XIII 断面図である。

20

【図 14】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の電極支持本体に対して固定電極形成体を固定する工程を順に示す側面断面図である。

【符号の説明】

【0050】

1 可撓性シース（マルチルーメンチューブ）

1 x 中心貫通孔

1 s 偏位貫通孔

2 電極支持本体

3 固定電極

4 可動電極

5 金属支軸

6 固定電極用導電線（トルクワイヤ）

7 可動電極用導電線（非トルクワイヤ）

8 絶縁壁

9 自由空間

11 閉じ用ストッパ

12 開き用ストッパ

15 固定電極取付孔

16 第 1 の圧入部

17 第 2 の圧入部

30 固定電極形成体

31 固定電極用導線接続部

31 a 可動電極用導線接続孔

32 中間連結部

33 支軸通過孔

41 駆動アーム部

41 a 透孔

42 電極ブレード部

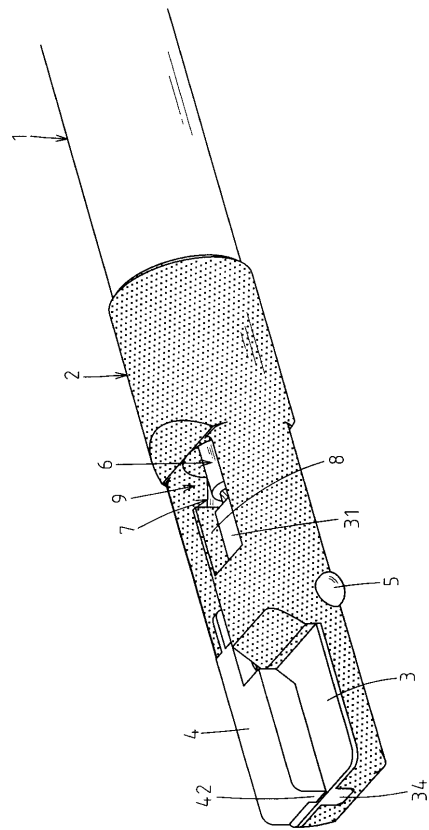
61, 71 導線

30

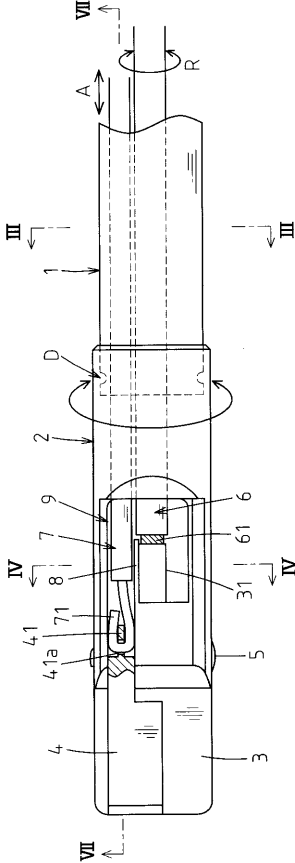
40

50

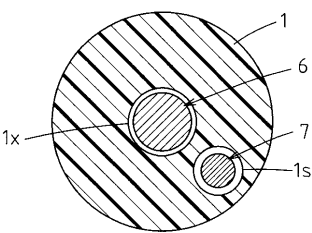
【図 1】



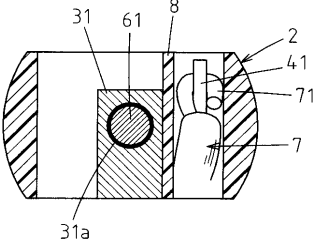
【図 2】



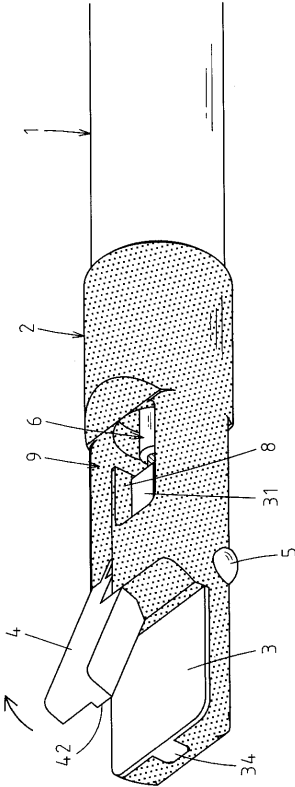
【図 3】



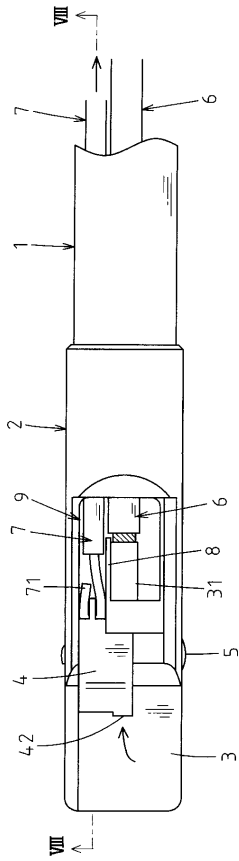
【図 4】



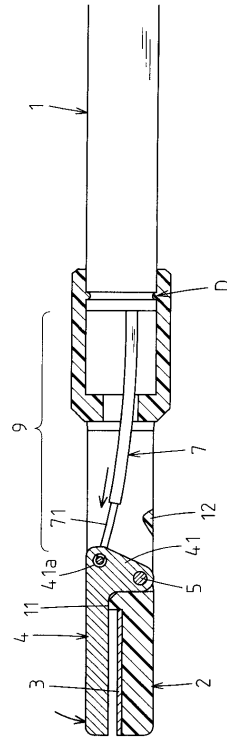
【図 5】



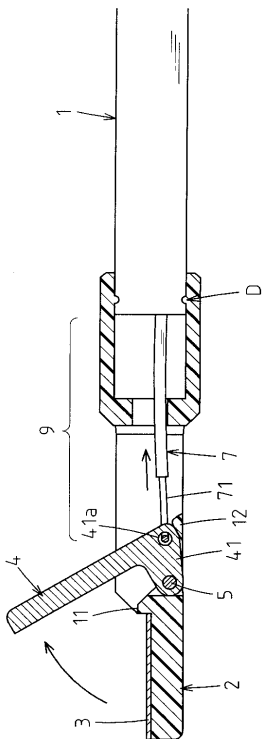
【図 6】



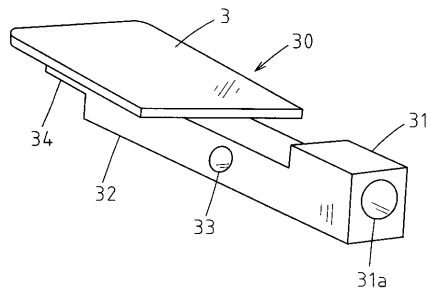
【図 7】



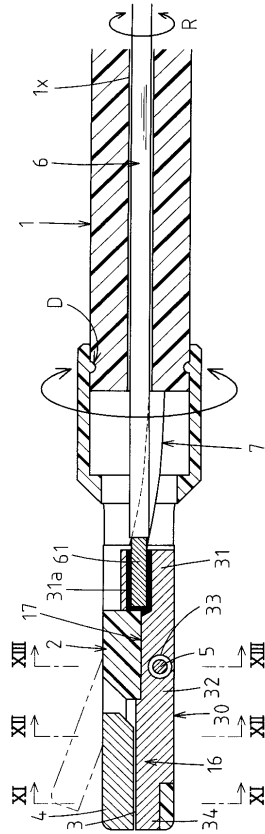
【図 8】



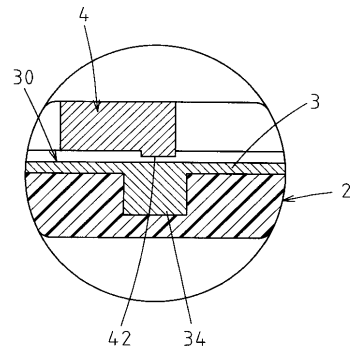
【図 9】



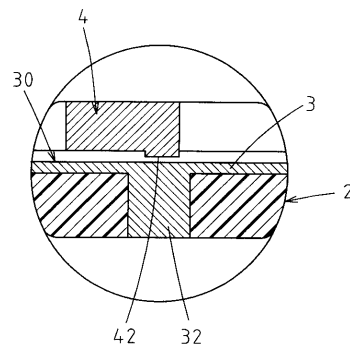
【図 10】



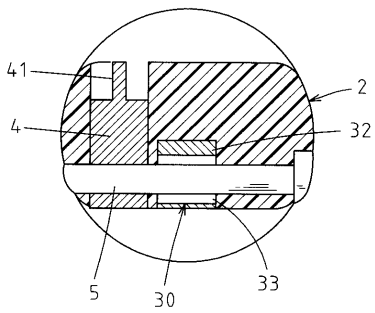
【図 11】



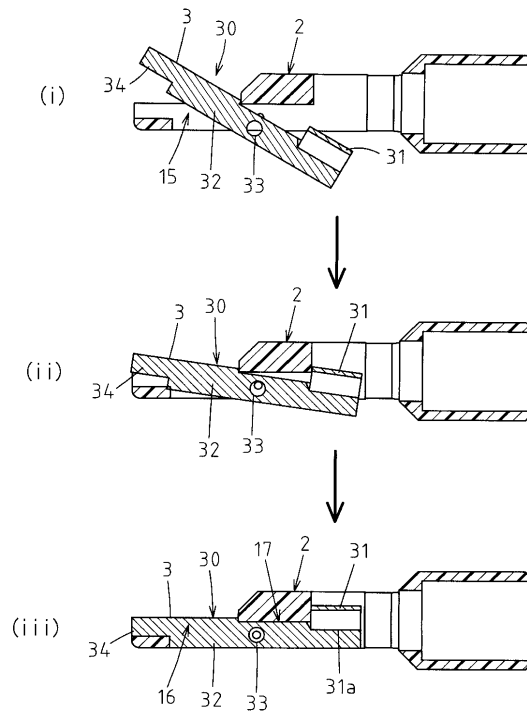
【図 12】



【図 13】



【図 14】



专利名称(译)	双极高频内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP2009119087A	公开(公告)日	2009-06-04
申请号	JP2007297367	申请日	2007-11-16
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	川野友裕 佐藤雅康		
发明人	川野 友裕 佐藤 雅康		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/39 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK02 4C060/KK06 4C060/KK10 4C060/KK15 4C060/KK25 4C060/MM24 4C061/AA00 4C061/GG15 4C061/HH57 4C061/JJ06 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK19 4C160/KK25 4C160/KK39 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN07 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN13 4C161/AA00 4C161/GG15 4C161/HH57 4C161/JJ06		
代理人(译)	三井和彦		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供双极高频治疗，即使是固定在一对电极中的一个的单开型中，也能够确保在连接到一对电极的导线之间进行电绝缘。提供物资。电极支撑主体（2）由电绝缘材料形成，并且将固定电极导线（6）的连接部分电连接至固定电极（3），并且将可移动电极导线（7）电连接至可移动电极（4）。电绝缘并机械分隔的绝缘壁（8）与电极支撑体（2）一体地形成。[选型图]图1

