

(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2009-119083

(P2009-119083A)

(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 5 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2007-297363 (P2007-297363)	(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	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
		(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
		Fターム(参考)	4C060 KK02 KK06 KK10 KK15 KK17 4C061 GG15 HH57 JJ06

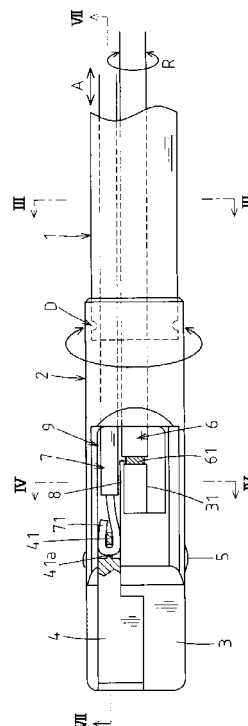
(54) 【発明の名称】 内視鏡用バイポーラ高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】可撓性シースをマルチルーメンチューブのみで細い外径に形成して内視鏡の処置具挿通チャンネルへの挿通性を高めることができ、しかも、先端の一对の電極の開閉方向を手元側から確実に容易に制御する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】可撓性シース1としてマルチルーメンチューブのみが用いられて、一对の導電線6, 7のうち一方は回転伝達性の高いトルクワイヤが用いられると共に、他方は回転伝達性の低い非トルクワイヤが用いられて、トルクワイヤからなる導電線6がマルチルーメンチューブ1に対して基端側から回転操作されることにより、電極支持本体2がマルチルーメンチューブ1に対し軸線周方向に回転して、一对の電極3, 4の開閉方向を変えることができる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

可撓性シースの先端に取り付けられた電極支持本体に、互いの間が電氣的に絶縁された一対の電極が嘴状に開閉自在に支持されると共に、互いの間が電氣的に絶縁された状態で上記一対の電極に個別に接続された一対の導電線が上記可撓性シース内に挿通配置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上記可撓性シースに対して軸線周り方向に回転自在に取り付けられると共に、上記可撓性シースとして、中心軸線位置とそれに対して偏位した位置の二箇所に通孔が形成されたマルチルーメンチューブのみが用いられ、上記一対の導電線のうち一方は回転伝達性の高いトルクワイヤが用いられると共に、他方は回転伝達性の低い非トルクワイヤが用いられ、上記トルクワイヤからなる導電線が上記マルチルーメンチューブの中心軸線位置に形成された中心貫通孔に挿通配置され、上記非トルクワイヤからなる導電線が上記マルチルーメンチューブの中心軸線から偏位した位置に形成された偏位貫通孔に挿通配置され、

上記トルクワイヤからなる導電線が上記マルチルーメンチューブに対して基端側から回転操作されることにより、上記電極支持本体が上記マルチルーメンチューブに対し軸線周り方向に回転して、上記一対の電極の開閉方向を変えることができるようにしたことを特徴とする内視鏡用バイポーラ高周波処置具。

【請求項 2】

上記一対の電極のうち上記トルクワイヤからなる導電線が接続された電極は上記電極支持本体に対して固定された固定電極であり、上記非トルクワイヤからなる導電線が接続された電極は上記電極支持本体に回動自在に支持された可動電極である請求項 1 記載の内視鏡用バイポーラ高周波処置具。

【請求項 3】

上記固定電極が形成されて上記電極支持本体に固定された固定電極形成体の後端部に上記トルクワイヤからなる導電線の先端が固着されている請求項 2 記載の内視鏡用バイポーラ高周波処置具。

【請求項 4】

上記非トルクワイヤからなる導電線を軸線方向に進退操作することにより、上記可動電極が回動して上記固定電極に対し嘴状に開閉動作をする請求項 2 又は 3 記載の内視鏡用バイポーラ高周波処置具。

【請求項 5】

上記トルクワイヤからなる導電線が軸線周りに回転操作された時に上記非トルクワイヤからなる導電線が上記マルチルーメンチューブの先端部分と上記可動電極との間で挟まれるための自由空間が、上記マルチルーメンチューブの先端部分と上記可動電極との間に形成されている請求項 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として、可撓性シースの先端に取り付けられた電極支持本体に、互いの間が電氣的に絶縁された一対の電極が嘴状に前方に向かって開閉自在に支持されたものがよく知られており、一対の電極に個別に接続された一対の導電線が可撓性シース内で確実に電気絶縁された状態に挿通配置されるように、可撓性シースとしてマルチルーメンチューブを用いたものがある（例えば、特許文献 1）。

【0003】

そのような内視鏡用バイポーラ高周波処置具を使用する際に、患部の状態等に合わせて一対の電極の開閉方向を変える必要が生じる場合がよくあり、特許文献 1 に記載された発

10

20

30

40

50

明の場合には、マルチルーメンチューブからなる可撓性シースそのものを手元側で回転させることになる。

【0004】

しかし、しばしば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内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た場合、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。

【0005】

そこで、可撓性シースを、マルチルーメンチューブに可撓性チューブが緩く被嵌された二重構造にして、一对の導電線が挿通されたマルチルーメンチューブを可撓性チューブ内で軸線周りに回転させることで、外周側の可撓性チューブを回転させることなく、マルチルーメンチューブの先端に連結された電極支持本体を回転させるようにしている（例えば、特許文献2）。

【特許文献1】特開2004-57454

【特許文献2】特開2007-215896

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、特許文献2に記載された発明のように、可撓性シースを、マルチルーメンチューブに可撓性チューブが緩く被嵌された二重構造に構成すると、可撓性シースの外径サイズが大きくなってしまいうので、内視鏡の処置具挿通チャンネルに対する挿通性が低下して、内径の大きな処置具挿通チャンネルにしか挿通使用できなくなるという制約が発生してしまう。

【0007】

本発明は、可撓性シースをマルチルーメンチューブのみで細い外径に形成して内視鏡の処置具挿通チャンネルへの挿通性を高めることができ、しかも、先端の一对の電極の開閉方向を手元側から確実に制御する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】

【0008】

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、可撓性シースの先端に取り付けられた電極支持本体に、互いの間が電氣的に絶縁された一对の電極が嘴状に開閉自在に支持されると共に、互いの間が電氣的に絶縁された状態で一对の電極に個別に接続された一对の導電線が可撓性シース内に挿通配置された内視鏡用バイポーラ高周波処置具において、電極支持本体が可撓性シースに対して軸線周り方向に回転自在に取り付けられると共に、可撓性シースとして、中心軸線位置とそれに対して偏位した位置の二箇所に通孔が形成されたマルチルーメンチューブのみが用いられて、一对の導電線のうち一方は回転伝達性の高いトルクワイヤが用いられると共に、他方は回転伝達性の低い非トルクワイヤが用いられて、トルクワイヤからなる導電線がマルチルーメンチューブの中心軸線位置に形成された中心貫通孔に挿通配置され、非トルクワイヤからなる導電線がマルチルーメンチューブの中心軸線から偏位した位置に形成された偏位貫通孔に挿通配置され、トルクワイヤからなる導電線がマルチルーメンチューブに対して基端側から回転操作されることにより、電極支持本体がマルチルーメンチューブに対し軸線周り方向に回転して、一对の電極の開閉方向を変えることができるようにしたものである。

【0009】

なお、一对の電極のうちトルクワイヤからなる導電線が接続された電極は電極支持本体に対して固定された固定電極であり、非トルクワイヤからなる導電線が接続された電極は電極支持本体に回動自在に支持された可動電極であるとよく、固定電極が形成されて電極支持本体に固定された固定電極形成体の後端部にトルクワイヤからなる導電線の先端が固

10

20

30

40

50

着されていてもよい。

【 0 0 1 0 】

そして、非トルクワイヤからなる導電線を軸線方向に進退操作することにより、可動電極が回転して固定電極に対し嘴状に開閉動作をするようにするとよく、トルクワイヤからなる導電線が軸線周りに回転操作された時に非トルクワイヤからなる導電線がマルチルーメンチューブの先端部分と可動電極との間で挟まれるための自由空間が、マルチルーメンチューブの先端部分と可動電極との間に形成されているとよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、可撓性シースとしてマルチルーメンチューブのみが用いられていることにより可撓性シースの外径を細く形成して内視鏡の処置具挿通チャンネルへの挿通性を高めることができ、一対の導電線のうち一方は回転伝達性の高いトルクワイヤが用いられると共に、他方は回転伝達性の低い非トルクワイヤが用いられていることにより、トルクワイヤからなる導電線で電極支持本体を回転操作して、先端の一対の電極の開閉方向を手元側から確実にかつ容易に制御することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 2 】

可撓性シースの先端に取り付けられた電極支持本体に、互いの間が電氣的に絶縁された一対の電極が嘴状に開閉自在に支持されると共に、互いの間が電氣的に絶縁された状態で一対の電極に個別に接続された一対の導電線が可撓性シース内に挿通配置された内視鏡用バイポーラ高周波処置具において、電極支持本体が可撓性シースに対して軸線周り方向に回転自在に取り付けられると共に、可撓性シースとして、中心軸線位置とそれに対して偏位した位置の二箇所に貫通孔が形成されたマルチルーメンチューブのみが用いられて、一対の導電線のうち一方は回転伝達性の高いトルクワイヤが用いられると共に、他方は回転伝達性の低い非トルクワイヤが用いられて、トルクワイヤからなる導電線がマルチルーメンチューブの中心軸線位置に形成された中心貫通孔に挿通配置され、非トルクワイヤからなる導電線がマルチルーメンチューブの中心軸線から偏位した位置に形成された偏位貫通孔に挿通配置され、トルクワイヤからなる導電線がマルチルーメンチューブに対して基端側から回転操作されることにより、電極支持本体がマルチルーメンチューブに対し軸線周り方向に回転して、一対の電極の開閉方向を変えることができるようにする。

【 実施例 】

【 0 0 1 3 】

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して図示してある。

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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

10

20

30

40

50

極 3 は、図 1 と後述する図 1 1 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。

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

図 2 における IIII - IIII 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 1 x 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 1 s が中心貫通孔 1 x 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。

【 0 0 1 9 】

可撓性シース 1 の中心貫通孔 1 x と偏位貫通孔 1 s 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 1 x 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 1 x 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。

【 0 0 2 0 】

一方、偏位貫通孔 1 s 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 1 s 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。

【 0 0 2 1 】

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 6 1, 7 1 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。

【 0 0 2 2 】

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 6 1 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 3 1 の接続孔 3 1 a 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）。

【 0 0 2 3 】

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）。

【 0 0 2 4 】

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 を中心に回動して固定電極 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。

【 0 0 2 5 】

図 3 を除く図 1 ~ 図 6 の各図にも示されるように、電極支持本体 2 には、固定電極 3 に対

10

20

30

40

50

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、か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。

【 0 0 2 6 】

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。

【 0 0 2 7 】

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。

【 0 0 2 8 】

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、本発明のように一對の電極 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、一對の電極 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。

【 0 0 2 9 】

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。

【 0 0 3 0 】

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 に回動自在に支持されて、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。

【 0 0 3 1 】

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 に一体に形成されている。

【 0 0 3 2 】

図 7 及び図 8 に示されるように、閉じ用ストッパ 1 1 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 1 2 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。

【 0 0 3 3 】

なお、閉じ用ストッパ 1 1 は、可動電極 4 の閉じ動作が閉じ用ストッパ 1 1 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 4 1 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。

【 0 0 3 4 】

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

10

20

30

40

50

時に、駆動アーム部 4 1 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 4 1 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 4 1 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。

【 0 0 3 5 】

図 9 は、固定電極 3 が形成されている固定電極形成体 3 0 を示している。固定電極形成体 3 0 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 3 1 とが、四角柱状の中間連結部 3 2 により一体に連結された形状になっている。

【 0 0 3 6 】

固定電極用導線接続部 3 1 には、前述のように固定電極用導線 6 の導線 6 1 が接続固着される可動電極用導線接続孔 3 1 a 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 3 3 が中間連結部 3 2 の中間部分を横断する状態に貫通形成されている。3 4 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。

【 0 0 3 7 】

図 1 0 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 1 1、図 1 2 及び図 1 3 は、図 1 0 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。

【 0 0 3 8 】

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 4 2 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 4 2 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。

【 0 0 3 9 】

電極支持本体 2 には、図 1 0 ~ 図 1 2 に示されるように、固定電極形成体 3 0 の係合凸部 3 4 と中間連結部 3 2 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 3 0 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。

【 0 0 4 0 】

即ち、図 1 4 は、組み立ての際に固定電極形成体 3 0 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 1 4 (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 3 0 がその後端の固定電極用導線接続部 3 1 側から通過する断面形状の固定電極取付孔 1 5 が形成されている。

【 0 0 4 1 】

そして、固定電極形成体 3 0 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 3 1 側から固定電極取付孔 1 5 に斜めに通されて、それから図 1 4 (ii) ~ 図 1 4 (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 に固定された状態の姿勢にされる。

【 0 0 4 2 】

図 1 4 (iii) 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 3 】

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 に確実に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

10

20

30

40

50

よい。

【0044】

このような構成において、図13等にも示されるように、固定電極3と固定電極用導線接続部31とを連結する固定電極形成体30の中間連結部32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33が貫通形成され、その支軸通過孔33の軸線位置に金属支軸5が配置されている。

【0045】

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33内の空間部分に電気絶縁体を配置しても差し支えない。

10

【0046】

図2と図10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30に形成された固定電極用導線接続部31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30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。

【0047】

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30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。

20

【0048】

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まれるよう、図7等にも示されるように、可撓性シース1の先端部分と可動電極4の間には可動電極用導電線7が挟まれる自由空間9が形成されている。

【0049】

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41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の挟み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。

30

【0050】

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】

【0051】

【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。

【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。

40

【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。

【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。

50

【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。

【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。

10

【符号の説明】

【0052】

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

20

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

30

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

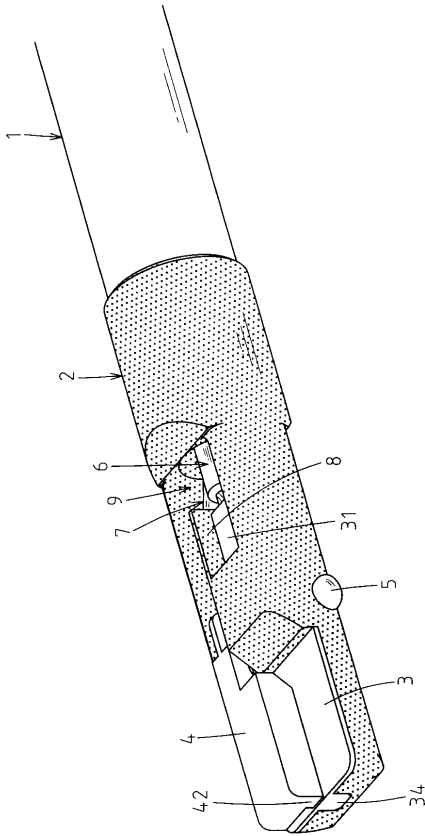
41 駆動アーム部

41 a 透孔

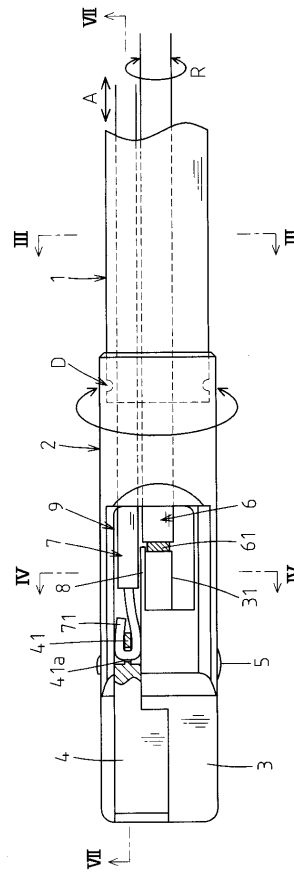
42 電極ブレード部

61, 71 導線

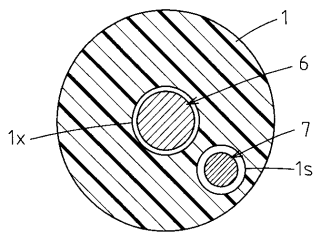
【図 1】



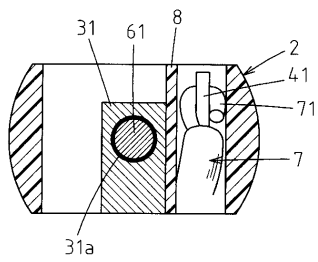
【図 2】



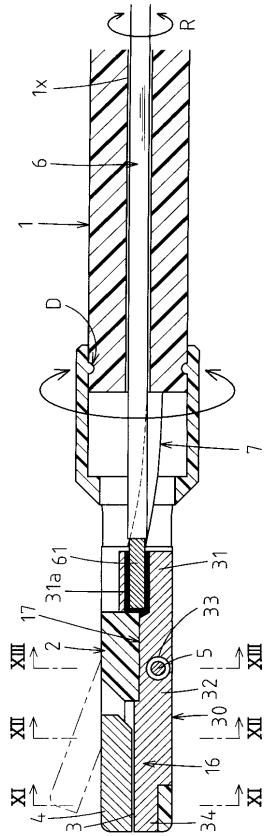
【図 3】



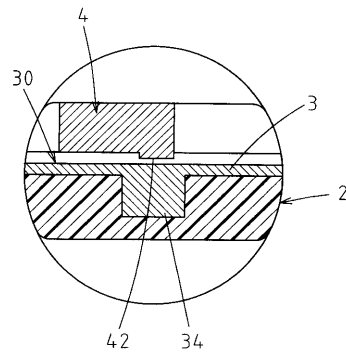
【図 4】



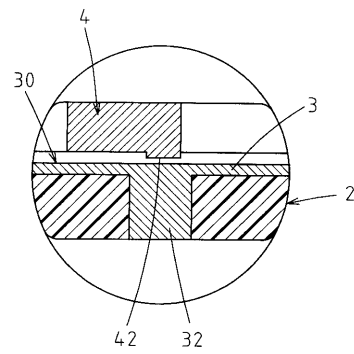
【図 10】



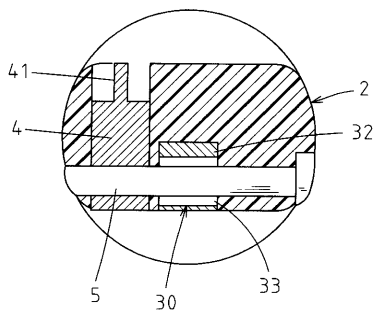
【図 11】



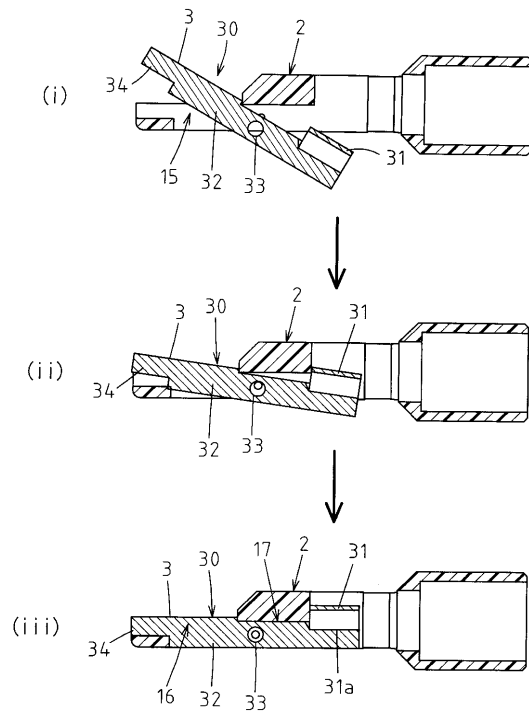
【図 12】



【図 13】



【図 14】



专利名称(译)	双极高频内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	JP2009119083A	公开(公告)日	2009-06-04
申请号	JP2007297363	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	佐藤雅康 川野友裕		
发明人	佐藤 雅康 川野 友裕		
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/KK17 4C061/GG15 4C061/HH57 4C061/JJ06 4C160/KK02 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK39 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 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：仅用多腔管形成具有薄外径的柔性护套，以增强向内窥镜的治疗工具插入通道的插入性，并且在手头的远端打开和闭合一对电极。提供一种用于内窥镜的双极高频治疗仪，其可以从侧面可靠且容易地控制。解决方案：仅将多腔管用作柔性护套1，一对导线6、7中的一根是具有高旋转透射率的扭矩线，另一根是不可旋转的非透射线。当使用扭矩线并且由扭矩线制成的导电线6相对于多腔管1从基端侧旋转地操作时，电极支撑体2在围绕轴线的方向上相对于多腔管1旋转。因此，可以改变一对电极3、4的打开/关闭方向。[选择图]图2

