

(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2009-119086

(P2009-119086A)

(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)
<b>A 6 1 B 18/12 (2006.01)</b>	A 6 1 B 17/39 3 1 0	4 C 0 6 0
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	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 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-297366 (P2007-297366)  
 (22) 出願日 平成19年11月16日 (2007.11.16)

(71) 出願人 000113263  
 HOYA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 KK06 KK10 KK15 KK25  
 4C061 AA00 BB00 CC00 DD00 GG15  
 HH24 HH26 HH57 JJ11

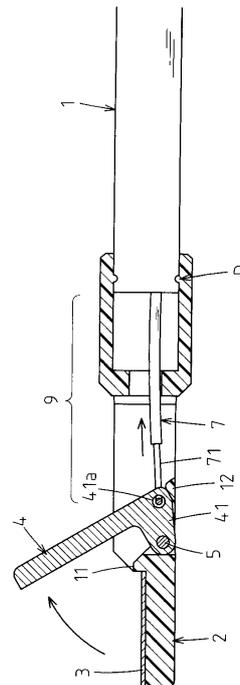
(54) 【発明の名称】 内視鏡用バイポーラ高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】可動電極の開き角を大きくとることができ、しかも可動電極に一体につながって形成された駆動アーム部が外方に飛び出さず、安全に使用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】可動電極4が、側方から見て電極部の後端に駆動アーム部41が鉤形に一体につながった形状に形成されて、可動電極4を電極支持本体2に回動自在に支持する支軸5と、可動電極用導電線7の先端とが駆動アーム部41に各々係合し、可動電極4が支軸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の外縁から突出しないように、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。

【選択図】 図8



## 【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パイポラ高周波処置具において、

上記可動電極が、側方から見て電極部の後端に駆動アーム部が鉤形に一体につながった形状に形成されて、上記可動電極を上記電極支持本体に回動自在に支持する支軸と、上記可動電極用導電線の先端とが上記駆動アーム部に各々係合し、

上記可動電極が上記支軸を中心に開き方向に最大限に回動した時に上記駆動アーム部が上記電極支持本体の外縁から突出しないように、上記可動電極が開き方向に最大限に回動した状態において上記駆動アーム部の外縁が上記電極支持本体の外縁に沿う形状に形成されていることを特徴とする内視鏡用パイポラ高周波処置具。

## 【請求項 2】

上記駆動アーム部の突端付近が上記電極支持本体に回動自在に支持されて、上記電極部と上記駆動アーム部との境界部付近に上記可動電極用導電線の先端が連結されている請求項 1 記載の内視鏡用パイポラ高周波処置具。

## 【請求項 3】

上記可動電極用導電線が基端側から牽引操作されて上記可動電極が上記固定電極に対して最大限に開いた状態になる時に上記可動電極の動作範囲を規制するための開き用ストッパが上記電極支持本体に設けられている請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用パイポラ高周波処置具。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

この発明は内視鏡用パイポラ高周波処置具に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

電極が嘴状に開閉する内視鏡用パイポラ高周波処置具は一般に、一对の電極が各々開閉動作をするいわゆる両開き式であり、そのようなパイポラ高周波処置具においては、パンタグラフ状のリンク機構で電極を開閉駆動している（例えば、特許文献 1）。

## 【0003】

しかし、近年の内視鏡を用いた粘膜切開術等においては、一方の電極を粘膜に対し動かさない状態にして他方の電極だけを嘴状に動作させるいわゆる片開き式のものが安全性の点で高い評価を受ける場面がある。

## 【0004】

そのような片開き式のパイポラ高周波処置具は一般に、一对の鉞の刃状の電極のうち可動電極が支軸を中心に回動自在に固定電極に支持され、可動電極から支軸の後方に真っ直ぐに伸びる駆動アーム部の突端付近に操作ワイヤの先端が連結されている（例えば、特許文献 2）。

【特許文献 1】特開 2004 - 105499

【特許文献 2】特開平 6 - 30947

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

しかし、可動電極から支軸の後方に真っ直ぐに伸びる駆動アーム部の突端付近に操作ワイヤの先端が連結された構成では、固定電極に対して可動電極を大きな角度（開き角）に

10

20

30

40

50

開かせるのが困難であり、無理に大きな角度まで開かせるように構成すると、可動電極を開いた状態の時に駆動アーム部が側方に大きく飛び出して体内粘膜等を傷つけるおそれがある。

【0006】

本発明は、可動電極の開き角を大きくとることができ、しかも可動電極に一体につながって形成された駆動アーム部が外方に飛び出さず、安全に使用することができる内視鏡用パイプ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、本発明の内視鏡用パイプ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パイプーラ高周波処置具において、可動電極が、側方から見て電極部の後端に駆動アーム部が鉤形に一体につながった形状に形成されて、可動電極を電極支持本体に回動自在に支持する支軸と、可動電極用導電線の先端とが駆動アーム部に各々係合し、可動電極が支軸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が電極支持本体の外縁から突出しないように、可動電極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の外縁が電極支持本体の外縁に沿う形状に形成されているものである。

10

20

【0008】

なお、駆動アーム部の突端付近が電極支持本体に回動自在に支持されて、電極部と駆動アーム部との境界部付近に可動電極用導電線の先端が連結されていてもよく、可動電極用導電線が基端側から牽引操作されて可動電極が固定電極に対して最大限に開いた状態になる時に可動電極の動作範囲を規制するための開き用ストッパが電極支持本体に設けられていてもよい。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、可動電極が側方から見て電極部の後端に駆動アーム部が鉤形に一体につながった形状に形成されて、可動電極を電極支持本体に回動自在に支持する支軸と、可動電極用導電線の先端とが駆動アーム部に各々係合する構成により、可動電極の開き角を大きくとることができ、可動電極が支軸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が電極支持本体の外縁から突出しないように、可動電極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の外縁が電極支持本体の外縁に沿う形状に形成されていることにより、可動電極に一体につながって形成された駆動アーム部が外方に飛び出さず、安全に使用することができる。

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パイプーラ高周波処置具において、可動電極が、側方から見て電極部の後端に駆動アーム部が鉤形に一体につながった形状に形成されて、可動電極を電極支持本体に回動自在に支持する支軸と、可動電極用導電線の先端とが駆動アーム部に各々係合し、可動電極が支軸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が電極支持本体の外縁から突出しないように、可動電極が開き方向

40

50

に最大限に回動した状態において駆動アーム部の外縁が電極支持本体の外縁に沿う形状に形成されている。

【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、内視鏡用パイプ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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【0017】

可撓性シース1の中心貫通孔1xと偏位貫通孔1sとは、一対の導電線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】

50

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。

【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）。

【0021】

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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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 2 9 】

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。

10

【 0 0 3 0 】

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 1 】

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。

20

【 0 0 3 2 】

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 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 3 】

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。

30

【 0 0 3 4 】

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電線 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 5 】

図 1 0 は内視鏡用バイポ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。

40

【 0 0 3 6 】

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、導電線 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 7 】

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

50

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。

【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に固定された状態の姿勢にされる。

10

【0040】

図14(iii)に示されるように、固定電極形成体30と電極支持本体2には、固定電極形成体30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16と、逆に電極支持本体2側が固定電極形成体30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17とが、固定電極形成体30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。

【0041】

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30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30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に確実に固定することができる。なお、圧入部16, 17に補助的に接着剤等を塗布してもよい。

20

【0042】

このような構成において、図13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。

【0043】

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。

30

【0044】

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。

【0045】

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。

40

【0046】

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みられるよう、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が挟みられる自由空間9が形成されている。

【0047】

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

50

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。

【0048】

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】

【0049】

【図 1】本発明の実施例の内視鏡用パイポ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パイポ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パイポ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パイポ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パイポ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パイポ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パイポ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パイポ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パイポ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パイポ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パイポ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パイポ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パイポ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

10

20

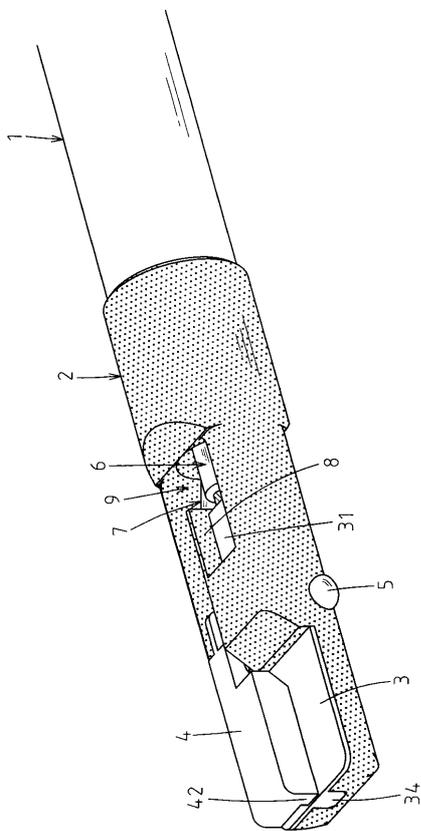
30

40

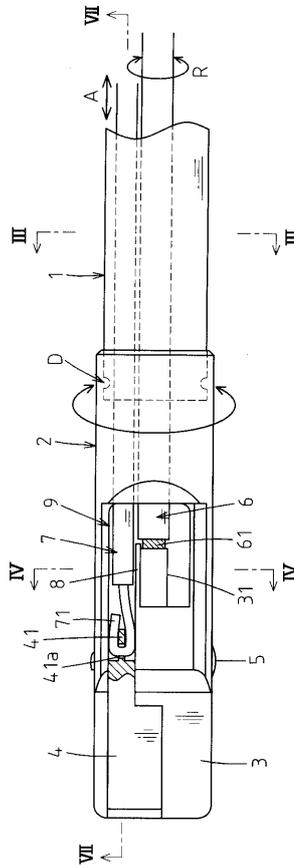
50

- 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
- 31a 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
- 41a 透孔
- 42 電極プレート部
- 61, 71 導線

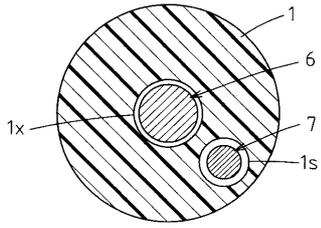
【図1】



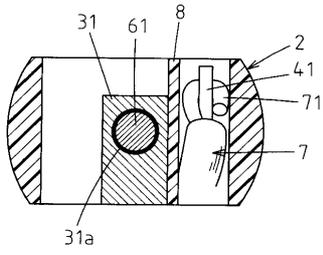
【図2】



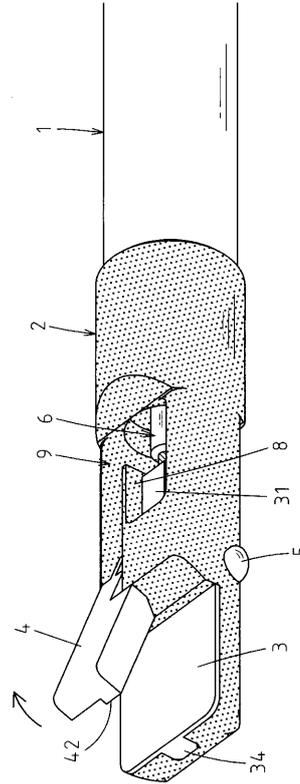
【 図 3 】



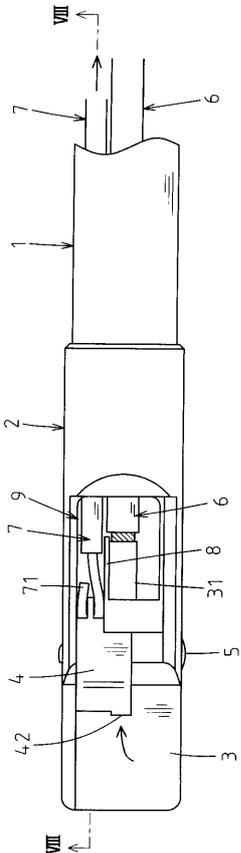
【 図 4 】



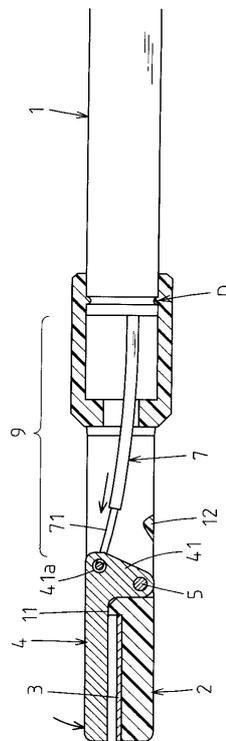
【 図 5 】



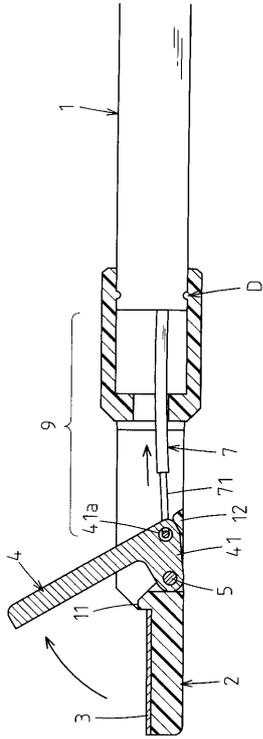
【 図 6 】



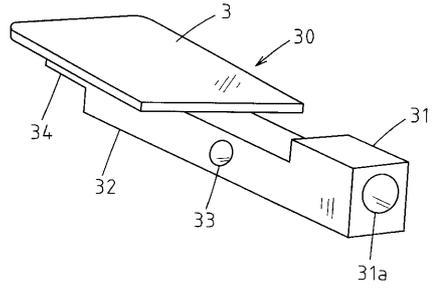
【 図 7 】



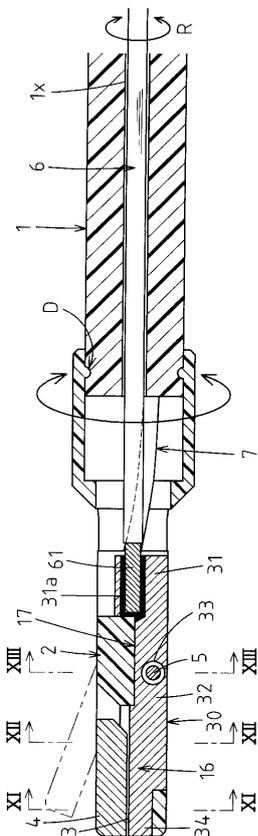
【 図 8 】



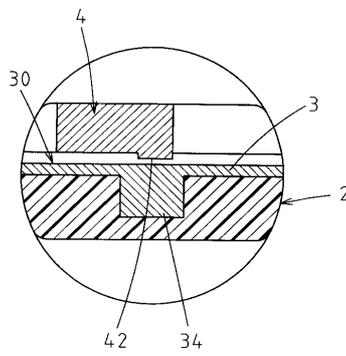
【 図 9 】



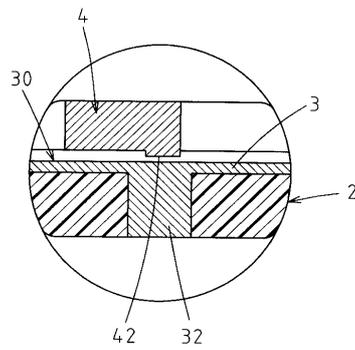
【 図 10 】



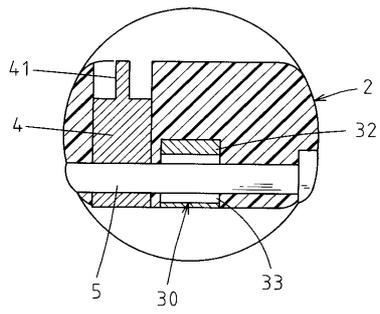
【 図 11 】



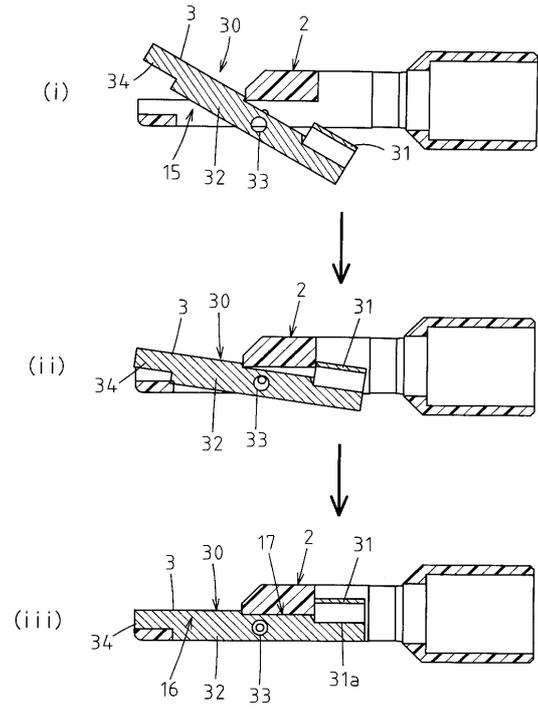
【 図 12 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



专利名称(译)	双极高频内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009119086A</a>	公开(公告)日	2009-06-04
申请号	JP2007297366	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		
CPC分类号	A61B1/00098		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK06 4C060/KK10 4C060/KK15 4C060/KK25 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC00 4C061/DD00 4C061/GG15 4C061/HH24 4C061/HH26 4C061/HH57 4C061/JJ11 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/BB00 4C161/CC00 4C161/DD00 4C161/GG15 4C161/HH24 4C161/HH26 4C161/HH57 4C161/JJ11		
代理人(译)	三井和彦		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：为内窥镜提供一种双极高频波，其中可动电极可以具有较大的张开角，并且与可动电极一体形成的驱动臂部分不会向外突出并且可以安全地使用。提供治疗工具。解决方案：可动电极4成为这样的形状：当从侧面看时，驱动臂部分41以钩状整体连接在电极部分的末端，并且可动电极4可在电极支撑体2上旋转。当可动电极4绕支撑轴5最大程度地旋转时，支撑轴5和可动电极导线7的末端与驱动臂部分41接合。为了防止部分41从电极支撑体2的外边缘突出，当可动电极4在打开方向上最大程度地旋转时，驱动臂部分41的外边缘形成为沿着电极支撑体2的外边缘的形状。有。[选择图]图8

