

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4321842号  
(P4321842)

(45) 発行日 平成21年8月26日(2009.8.26)

(24) 登録日 平成21年6月12日(2009.6.12)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 3 4 D  
**A 6 1 B 17/28 (2006.01)** A 6 1 B 17/28 3 1 0  
**A 6 1 B 18/12 (2006.01)** A 6 1 B 17/39 3 2 0

請求項の数 2 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2002-106009 (P2002-106009)  
 (22) 出願日 平成14年4月9日(2002.4.9)  
 (65) 公開番号 特開2003-299668 (P2003-299668A)  
 (43) 公開日 平成15年10月21日(2003.10.21)  
 審査請求日 平成17年2月7日(2005.2.7)  
 審判番号 不服2007-2831 (P2007-2831/J1)  
 審判請求日 平成19年1月24日(2007.1.24)

(73) 特許権者 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 木戸岡 智志  
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭  
 光学工業株式会社内

合議体  
 審判長 亀丸 広司  
 審判官 吉澤 秀明  
 審判官 豊永 茂弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用バイポーラ型高周波処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

手元側からの遠隔操作によって嘴状に開閉自在にシースの先端に設けられた一对の電極のうち、一方の電極と他方の電極が高周波電源のあい異なる出力端に接続された内視鏡用バイポーラ型高周波処置具において、

上記一对の電極を支持するために上記シースの先端部分に設けられた電気絶縁材からなる支持本体に、上記一对の電極を個別に回転自在に支持する二つの支軸を互いの間の間隔をあけて平行に設けると共に、上記一对の電極間を電氣的に絶縁するための電気絶縁材よりなる絶縁スペーサを他の部材と固着することなく単独で独立して設けて、上記二つの支軸を上記絶縁スペーサに形成された二つの孔に通し、そのみによって上記絶縁スペーサを上記二つの支軸以外の部材と連結することなく上記支持本体内で移動しない状態に保持したことを特徴とする内視鏡用バイポーラ型高周波処置具。

【請求項2】

上記支持本体に先端側に開口するスリットが形成されていて、上記二つの支軸が、上記支持本体の軸線を間に挟んでその両側に離れた位置において各々上記スリットを横断する状態に設けられている請求項1記載の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は、先端部分に正極と負極の両電極が設けられて内視鏡の処置具挿通チャンネル

に挿脱して使用される内視鏡用バイポーラ型高周波処置具に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

内視鏡用高周波処置具は一般に、電極が一個のいわゆるモノポーラ型が普通であり、もう一つの電極となる対極板が患者の体表面に接触配置されている。

【 0 0 0 3 】

しかし、そのようなモノポーラ型の高周波処置具では、電極と対極板との間の患者の身体を導電体として高周波電流が流れるので、万一患者が他の導電体に触れていると高周波電流がその導電体を伝わって漏れることにより、処置に有効に利用される電流が減少してしまったり、術者やその周辺の人が火傷をする危険性がある。

10

【 0 0 0 4 】

そこで、例えば特開 2 0 0 0 - 2 7 1 1 2 8 等に示されるように、手元側からの遠隔操作によって嘴状に開閉自在にシースの先端に設けられた一对の電極のうち、一方を高周波電源の正極に接続し、他方を負極に接続した内視鏡用バイポーラ型高周波処置具がある。

【 0 0 0 5 】

このようなバイポーラ型高周波処置具では、嘴状に開閉される一对の電極の間を電氣的に絶縁する必要があるので、上述の特開 2 0 0 0 - 2 7 1 1 2 8 に記載されたものでは、電極の基材を電気絶縁性のプラスチックや陶磁器等で形成して、その表面に部分的に導電性金属皮膜を蒸着させた構造をとっている。

20

【 0 0 0 6 】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、嘴状に開閉自在する電極を非金属材料で形成すると強度不足のため作動不良になったり壊れ易く、また、そのような部材に導電性金属皮膜が蒸着されている構造では、使用中に内視鏡の部材等と擦れ合うことによって導電性金属皮膜が電極から剥がれてしまう場合もあり、実用性に乏しかった。

【 0 0 0 7 】

そこで本発明は、使用を繰り返しても作動が良好で壊れ難く、十分な耐久性を得ることができる実用性の高い内視鏡用バイポーラ型高周波処置具を提供することを目的とする。

【 0 0 0 8 】

【課題を解決するための手段】

30

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型高周波処置具は、手元側からの遠隔操作によって嘴状に開閉自在にシースの先端に設けられた一对の電極のうち、一方の電極と他方の電極が高周波電源のあい異なる出力端に接続された内視鏡用バイポーラ型高周波処置具において、一对の電極を支持するためにシースの先端部分に設けられた電気絶縁材からなる支持本体に、一对の電極を個別に回転自在に支持する二つの支軸を互いの間の間隔をあけて平行に設けると共に、一对の電極間を電氣的に絶縁するための電気絶縁材よりなる絶縁スペーサを他の部材と固着することなく単独で独立して設けて、二つの支軸を絶縁スペーサに形成された二つの孔に通し、それのみによって絶縁スペーサを二つの支軸以外の部材と連結することなく支持本体内で移動しない状態に保持したものである。

40

【 0 0 0 9 】

なお、支持本体に先端側に開口するスリットが形成されていて、二つの支軸が、支持本体の軸線を間に挟んでその両側に離れた位置において各々スリットを横断する状態に設けられていてもよい。

【 0 0 1 0 】

【発明の実施の形態】

図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図 2 は本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の先端部分の斜視図であり、図 3 はその側面部分断面図、図 4 は平面断面図である。ただし、図 3 及び図 4 においては、各々断面位置が相違する複数の部分を一つの図面に図示してある。

50

## 【 0 0 1 1 】

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される、直径が2～3mm程度で長さが1～2m程度の可撓性シースであり、例えば四フッ化エチレン樹脂チューブ等のような電気絶縁性のチューブによって形成されている。

## 【 0 0 1 2 】

可撓性シース1の先端には、電気絶縁性の例えば硬質プラスチック又はセラミック等からなる支持本体2が連結固着されており、その支持本体2には、先側に開口するスリット3が一定の幅で形成されている。

## 【 0 0 1 3 】

スリット3の先端部分には、支持本体2の中心軸線を挟んでその両側に離れた位置において各々スリット3を横断する状態に、ステンレス鋼棒製の二つの支軸5が平行に固着されている。

10

## 【 0 0 1 4 】

そして、ステンレス鋼等のような導電性金属からなる一对の嘴状電極4が、嘴状に開閉自在に二つの支軸5によって互いに独立して支持本体2に支持されている。9は、支軸5が回転自在に嵌合するように嘴状電極4に形成された回転支持孔である。なお、図3においては、嘴状電極4が閉じている状態が実線で示され、開いた状態が二点鎖線で示されている。

## 【 0 0 1 5 】

この実施例の嘴状電極4の嘴状に開閉する部分は、高周波処置具の先端部分の分解斜視図である図1にも示されるように、開口部どうしが対向するカップ状に形成されている。ただし、腕状その他どのような形状であっても差し支えない。

20

## 【 0 0 1 6 】

図2ないし図4に戻って、スリット3の先端部分内には、一对の嘴状電極4の間を電氣的に絶縁するための絶縁スペーサ6が、両嘴状電極4の間に位置するように配置されている。

## 【 0 0 1 7 】

各嘴状電極4の後方部分は、回転支持孔9より後方に駆動腕部4aが一体に延出形成されており、その突端近傍に形成された通孔7に、二本の導電線8の先端が通されて連結されている。

30

## 【 0 0 1 8 】

各導電線8は、電気絶縁被覆が全長にわたって施されており、先端部分においてだけ露出した導線8aが、各々嘴状電極4に接触する状態で通孔7に係合している。

## 【 0 0 1 9 】

二本の導電線8は、軸線方向に進退自在に可撓性シース1内に全長にわたって挿通配置されていて、図8に示されるように、可撓性シース1の基端に連結された操作部10において操作輪11により軸線方向に進退操作される。

## 【 0 0 2 0 】

したがって、導電線8は嘴状電極4を遠隔操作によって開閉させるための操作ワイヤとしても機能しており、可撓性シース1内においては二本の導電線8を一体的に結束しておく

40

## 【 0 0 2 1 】

二本の導電線8の基端部は、操作部10において高周波電源20のあい異なる出力端(電源コード)に分かれて接続されており、高周波電源20をオンすることによって、一对の嘴状電極4の一方の電極と他方の電極が高周波電流のあい異なる極になる。

## 【 0 0 2 2 】

図5に単体で図示されている絶縁スペーサ6は、例えば硬質の四フッ化エチレン樹脂又は他のプラスチック或いはセラミック等の材料からなる一つの部品で形成されていて、二本の支軸5が通される支持孔6aが左右方向に平行に貫通穿設され、左右両側面には互いに食い違った位置を略半部ずつ凹ませて電極通過部6bが形成されている。

50

**【 0 0 2 3 】**

そして、図 3 における VI - VI 断面を図示する図 6 と、その斜視断面を図示する図 7、及びその部分の分解斜視図である前出の図 1 に示されるように、絶縁スペーサ 6 の各支持孔 6 a には支軸 5 が通されており、それによって絶縁スペーサ 6 が支持本体 2 のスリット 3 内に安定して保持された状態になっている。したがって、この部分の組み立ては非常に容易である。

**【 0 0 2 4 】**

また、絶縁スペーサ 6 の左右両面に凹んで形成された電極通過部 6 b には、一对の嘴状電極 4 の回転支持孔 9 の周辺部分（駆動腕部 4 a の基部）が固定されない状態に嵌め込まれていて、各嘴状電極 4 が回転支持孔 9 に通された支軸 5 を中心にして回転自在に支持され

10

**【 0 0 2 5 】**

したがって、嘴状電極 4 を閉じるための力が絶縁スペーサ 6 にほとんど作用しないので、使用を繰り返しても絶縁スペーサ 6 等が破損し難くて優れた耐久性を得ることができる。

**【 0 0 2 6 】**

また、一对の嘴状電極 4 は、閉じた状態のときに当接し合う以外は、お互いが絶縁スペーサ 6 によって電氣的に完全に隔離された状態で各支軸 5 を中心に回動し、支持本体 2 に不規則な外力等が作用しても嘴状電極 4 の開閉動作が妨げられない。

**【 0 0 2 7 】**

このように構成された内視鏡用バイポーラ型高周波処置具は、一对の嘴状電極 4 を開いてその間に粘膜を挟み、嘴状電極 4 を閉じながら高周波電流を通電することにより、一对の嘴状電極 4 の間に位置する生体組織に高周波電流が流れて、粘膜の焼灼凝固等を行うことができる。

20

**【 0 0 2 8 】**

そして、一对の嘴状電極 4 の間に位置する生体組織以外の部分には高周波電流が流れないので、嘴状電極 4 に通電したままの状態でも処置を進めても周辺の生体組織が破壊されない。

**【 0 0 2 9 】****【 発明の効果 】**

本発明によれば、嘴状に開閉する一对の電極を回転自在に支持する二つの支軸を、電極間を電氣的に絶縁する絶縁スペーサに形成された二つの孔に通すことによって絶縁スペーサが保持される構造をとったことにより、電極を閉じる力が絶縁スペーサにかからないので使用を繰り返しても作動が良好で壊れ難く、しかも部品コスト、組み立てコストがかからない優れた効果を有する。

30

**【 図面の簡単な説明 】**

【 図 1 】 本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の先端部分の分解斜視図である。

【 図 2 】 本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の先端部分の斜視図である。

【 図 3 】 本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の先端部分の側面複合断面図である。

40

【 図 4 】 本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の先端部分の平面複合断面図である。

【 図 5 】 本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の絶縁スペーサの単体斜視図である。

【 図 6 】 本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の図 3 における VI - VI 断面図である。

【 図 7 】 本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の図 6 に示される断面部分の斜視図である。

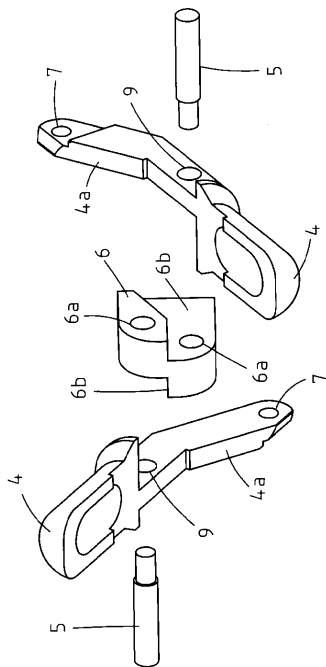
【 図 8 】 本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波処置具の全体構成図である。

50

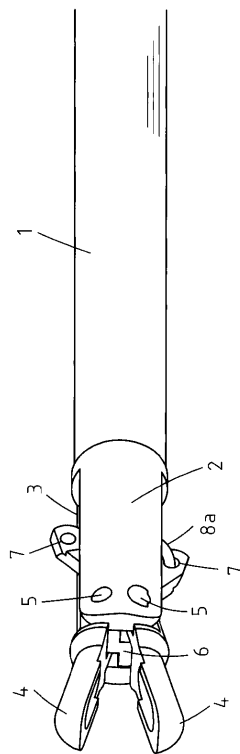
【符号の説明】

- 1 可撓性シース
- 2 支持本体
- 4 嘴状電極
- 4 a 駆動腕部
- 5 支軸
- 6 絶縁スペーサ
- 6 a 支持孔
- 6 b 電極通過部
- 8 導電線
- 9 回転支持孔

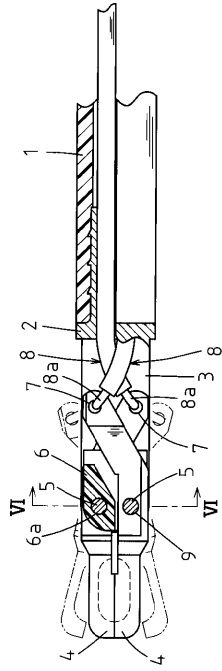
【図1】



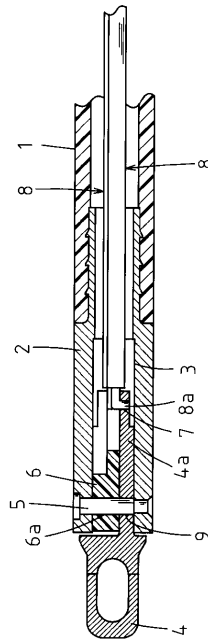
【図2】



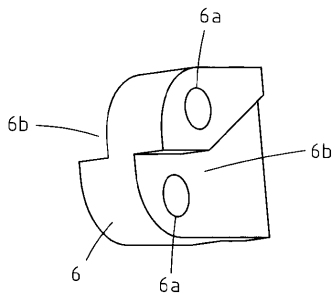
【 図 3 】



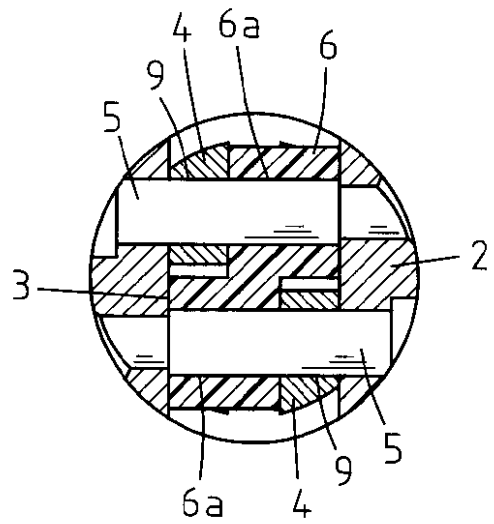
【 図 4 】



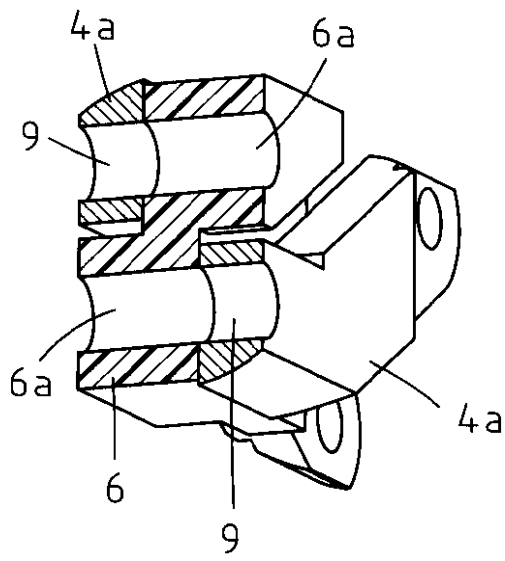
【 図 5 】



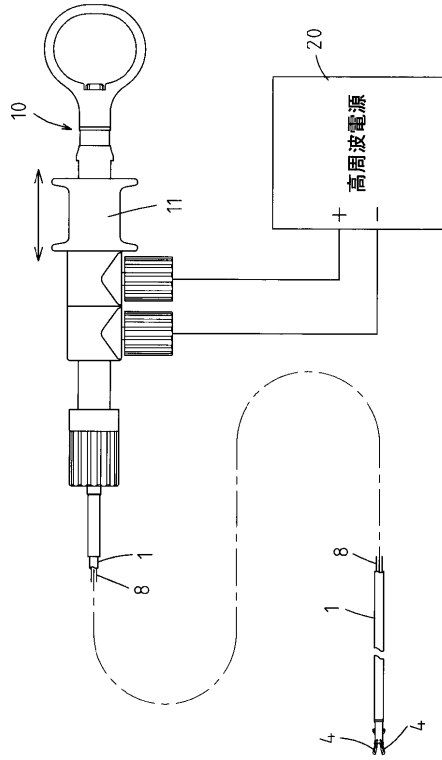
【 図 6 】



【図7】



【図8】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 1 5 5 8 7 5 ( J P , A )  
特開 2 0 0 0 - 2 6 2 5 3 4 ( J P , A )  
特表 2 0 0 2 - 5 2 8 1 6 6 ( J P , A )  
特表平 8 - 5 0 9 6 2 3 ( J P , A )  
特公平 3 - 2 4 2 1 6 ( J P , B 2 )  
特開平 1 1 - 1 5 5 8 7 7 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B1/00  
A61B17/28  
A61B17/39

专利名称(译)	双极高频内窥镜治疗仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP4321842B2</a>	公开(公告)日	2009-08-26
申请号	JP2002106009	申请日	2002-04-09
[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	木戸岡智志		
发明人	木戸岡 智志		
IPC分类号	A61B1/00 A61B17/28 A61B18/12 A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1445		
FI分类号	A61B1/00.334.D A61B17/28.310 A61B17/39.320 A61B1/00.622 A61B1/018.515 A61B17/28 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/GG23 4C060/KK04 4C060/KK10 4C060/KK15 4C061/GG15 4C061/HH57 4C160/GG26 4C160/KK04 4C160/KK15 4C160/KK39 4C161/GG15 4C161/HH57		
代理人(译)	三井和彦		
助理审查员(译)	吉泽英明		
其他公开文献	JP2003299668A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供双极型高频治疗工具，即使在重复使用中也能够正常操作并且几乎不会损坏，并且具有足够的耐久性。

ŽSOLUTION：分别可旋转地支撑一对电极4的两个主轴5以一定间隔彼此平行地安装在由电绝缘材料制成的支撑体2上，并安装在护套1的尖端部分上，用于支撑一对电极。在电极4上，安装由电绝缘材料制成的绝缘隔离物6，以在一对电极4之间电绝缘，并且两个心轴5插入形成在绝缘隔离物6上的两个孔6a中，以保持绝缘隔离物6。

【 図 1 】

