

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4295925号
(P4295925)

(45) 発行日 平成21年7月15日(2009.7.15)

(24) 登録日 平成21年4月17日(2009.4.17)

(51) Int.CI.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)A 6 1 B 1/00 3 3 4 D
A 6 1 B 17/39

請求項の数 1 (全 7 頁)

| | | | |
|-----------|-------------------------------|-----------|-------------------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2001-56752 (P2001-56752) | (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 |
| (22) 出願日 | 平成13年3月1日(2001.3.1) | (74) 代理人 | 100091317 弁理士 三井 和彦 |
| (65) 公開番号 | 特開2002-253570 (P2002-253570A) | (72) 発明者 | 大内 輝雄 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 |
| (43) 公開日 | 平成14年9月10日(2002.9.10) | | |
| 審査請求日 | 平成16年6月16日(2004.6.16) | 合議体 | |
| 審判番号 | 不服2006-26981 (P2006-26981/J1) | 審判長 | 亀丸 広司 |
| 審判請求日 | 平成18年11月30日(2006.11.30) | 審判官 | 鈴木 洋昭 |

審判官 増沢 誠一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用バイポーラ高周波処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

手元側からの遠隔操作により前方に向かって嘴状に開閉させることができるようにシースの先端に設けられた一対の電極のうち、一方が高周波電源の正極に接続され他方が負極に接続された内視鏡用バイポーラ高周波処置具において、

上記一対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先端側に開口するスリットが形成され、

上記一対の電極を個別に回転自在に支持する二つの支軸が、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互いの間の間隔をあけて平行に設けられて、

上記各支軸には、上記電極が個別に取り付けられた電気絶縁材からなる絶縁筒が上記スリットの全幅において回転自在に嵌合すると共に、

上記各電極の後端側が上記各支軸より後方に延出形成されて、上記シース内に全長にわたって挿通配置された二本の導電線の先端が上記一対の電極の後端部に個別に連結され、

上記各導電線は最先端部分を除き全長にわたって導線に電気絶縁被覆が被覆された構成を備えていて、上記各導線の先端が上記電極との連結部からループ状に曲げ戻されて上記電気絶縁被覆の端部内に差し込まれ、

上記導電線を上記シースの基端側から進退させることにより、上記一対の電極が、閉じた状態のときに先端側で当接しあう以外は電気的に互いに隔離された状態で、上記支軸を中心に嘴状に開閉す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。

10

20

【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ネルに挿脱して使用される内視鏡用バイポーラ高周波処置具に関する。

【0002】**【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タイプが普通であり、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。

【0003】

10

しかし、そのような内視鏡用高周波処置具では、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、処置に有效地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。

【0004】

そこで、例えば特開2000-271128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対の電極のうち、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高周波処置具がある。

【0005】

20

このような内視鏡用バイポーラ高周波処置具では、嘴状に開閉される一対の電極の間を電気的に絶縁する必要がある。そこで上述の特開2000-271128に記載されたものでは、電極自体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。

【0006】**【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で壊れ易く、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。

【0007】

30

そこで本発明は、使用を繰り返しても壊れ難くて十分な強度を得ることができる実用性の高い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。

【0008】**【課題を解決するための手段】**

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、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対の電極のうち、一方が高周波電源の正極に接続され他方が負極に接続された内視鏡用バイポーラ高周波処置具において、一対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、一対の電極を個別に回転自在に支持する二つの軸支部を、互いの間の間隔をあけて平行に設けたものである。

40

【0009】

なお、支持本体には先端側に開口するスリットが形成されていて、一対の電極を個別に回転自在に支持する二つの支軸が、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。

【0010】**【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1は本発明の第1の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の先端部分の側面断面図であり、図2はその平面断面図である。ただし、図2においては、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

【0011】

1は、図示されて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2mm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。

【0012】

可撓性シース1の先端には、電気絶縁性の例えは硬質プラスチック製の支持本体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。

【0013】

スリット3の先端部分には、ステンレス鋼等のような導電性金属からなる一対の腕状電極4A, 4Bが嘴状に開閉自在に支持されている。図1においては、腕状電極4A, 4Bが開いている状態が実線で示され、閉じた状態が二点鎖線で示されている。

10

【0014】

この実施例の腕状電極4A, 4Bは、閉じた状態のIII-III断面を示す図3に示されるように、板状の断面形状に形成されてあい対向するように配置されている。

【0015】

ただし、4A°, 4B°のもののようにくい違い状態に配置してもよく、4A, 4B又は4A, 4Bのもののように双方又は一方の対向部分を尖った形状にしてもよい。

20

【0016】

図1及び図2に戻って、支持本体2の先端近傍には、支持本体2の中心軸線を挟んでその両側に離れた対称の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5A, 5Bが平行に固着され、一対の腕状電極4A, 4Bが、その二つの支軸5A, 5Bによって互いに独立して支持本体2に支持されている。

【0017】

ただし、この実施例においては、腕状電極4A, 4Bと支軸5A, 5Bとが直接嵌合しているのではなく、スリット3の全幅において各支軸5A, 5Bに回転自在に嵌合する電気絶縁材からなる絶縁筒6A, 6Bに腕状電極4A, 4Bが取り付けられた構成になっている。

【0018】

したがって、一対の腕状電極4A, 4Bは、閉じた状態のときに先端側において当接し合う以外は、お互いが電気的に完全に隔離された状態で各支軸5A, 5Bを中心回転し、その付近に粘液等が付着した状態でも一対の腕状電極4A, 4Bの間の電気絶縁性が確保される。

30

【0019】

各腕状電極4A, 4Bの後端側は支軸5A, 5Bより後方に延出形成されており、その突端近傍に形成された通孔7A, 7Bに、導電線8A, 8Bの先端が回転自在に通されて連結されている。

【0020】

各導電線8A, 8Bには、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がループ状に形成され、各々が腕状電極4A, 4Bに接触する状態で通孔7A, 7Bに通されている。

40

【0021】

二本の導電線8A, 8B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、可撓性シース1の基端に連結された図示されていない操作部において進退操作される。

【0022】

したがって、導電線8A, 8Bは腕状電極4A, 4Bを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8A, 8Bを一体的に結束しておくとよい。

【0023】

50

このように形成された実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具は、手元側で導電線 8 A , 8 B を進退操作することによって一対の腕状電極 4 A , 4 B が二本の支軸 5 A , 5 B を中心に嘴状に開閉する。

【 0 0 2 4 】

したがって、図 4 に示されるように、粘膜等を間に挟んで一対の腕状電極 4 A , 4 B を閉じて、導電線 8 A , 8 B に手元側から高周波電流を通電することにより、一対の腕状電極 4 A , 4 B が正電極と負電極になり、粘膜等を切断或いは焼灼凝固することができる。腕状電極 4 A ° , 4 B ° がくい違い状に動作する場合には切断機能がより強くなる。

【 0 0 2 5 】

そして、一対の腕状電極 4 A , 4 B は各々剛性の高い導電性の金属によって形成されていて、それらが互いの間隔をあけて配置された二つの支軸 5 A , 5 B に個別に支持されているので、耐久性のある頑丈な構成でありながら一対の腕状電極 4 A , 4 B の間の電気絶縁性を確保したバイポーラ構成を達成している。

【 0 0 2 6 】

なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、例えば図 5 及び図 6 に示されるように、腕状電極 4 A , 4 B に代えて、生検鉗子カップ状電極 1 4 A , 1 4 B や挟み鎌状電極 2 4 A , 2 4 B 等を配置してもよい。

【 0 0 2 7 】

また、図 5 に例示されるように、本発明の構成をとることにより、回転支点 (5 B) が支持本体 2 の軸線位置にある場合に比べて、嘴状に開閉する電極 (1 4 B) の閉じた状態での力点 (7 B) と回転支点 (5 B) との間のてこ長 e が長くなるので、大きな閉じ力を得ることができる。

【 0 0 2 8 】

【 発明の効果 】

本発明によれば、一対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、一対の電極を個別に回転自在に支持する二つの軸支部が、互いの間の間隔をあけて平行に設けられているので、耐久性のある頑丈な構成でありながら一対の電極の間の電気絶縁性を確保したバイポーラ構成をとることができ、使用を繰り返しても壊れ難くて十分な強度を得ることができる実用性の高い内視鏡用バイポーラ高周波処置具を得ることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の先端部分の側面断面図である。

【 図 2 】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の先端部分の平面複合断面図である。

【 図 3 】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の腕状電極が閉じた状態の正面断面図（図 1 における III - III 断面図）である。

【 図 4 】本発明の第 1 の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の使用状態における腕状電極が閉じた状態の正面断面図である。

【 図 5 】本発明の第 2 の実施例の内視鏡用バイポーラ高周波処置具の先端部分の側面断面図である。

【 図 6 】本発明の第 3 の実施例の内視鏡用バイポーラ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 】

1 可撓性シース

2 支持本体

3 スリット

4 A , 4 B 腕状電極

5 A , 5 B 支軸

6 A , 6 B 絶縁筒

10

20

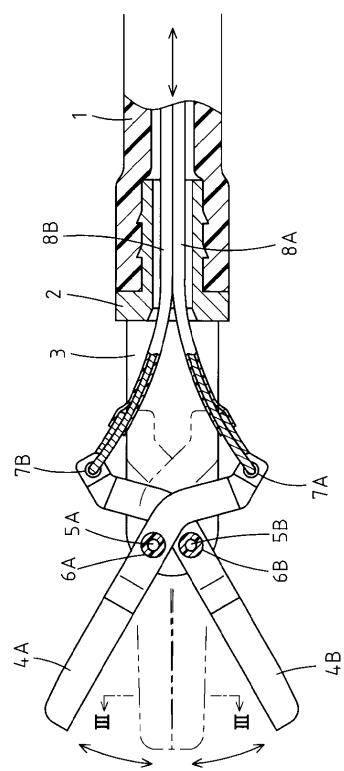
30

40

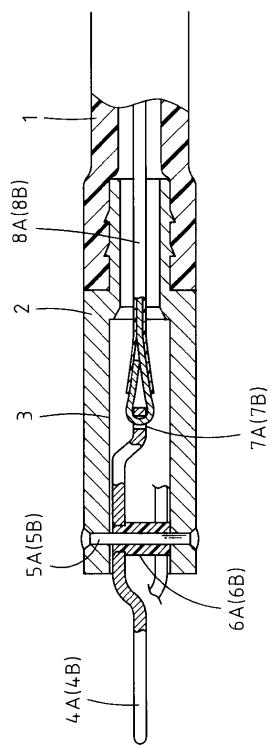
50

8 A , 8 B 導電線

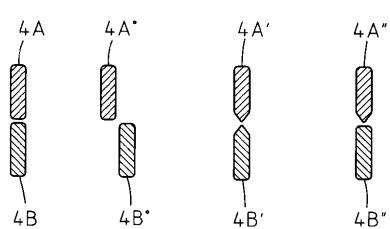
【図 1】



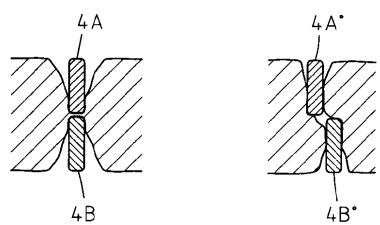
【図 2】



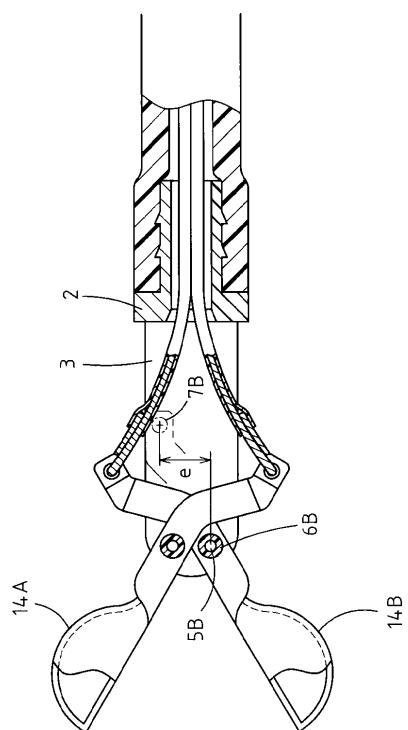
【図3】



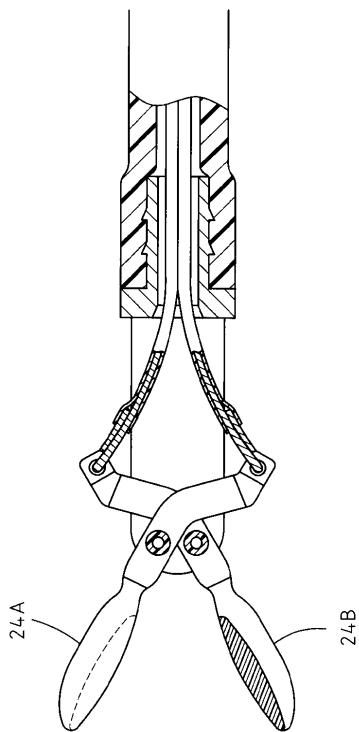
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平6 - 343644 (JP, A)
特開2000 - 271128 (JP, A)
実開平5 - 5106 (JP, U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B1/00

A61B17/39

| | | | |
|----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译) | 双极高频内窥镜治疗仪 | | |
| 公开(公告)号 | JP4295925B2 | 公开(公告)日 | 2009-07-15 |
| 申请号 | JP2001056752 | 申请日 | 2001-03-01 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 旭光学工业株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 旭光学工业株式会社 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | HOYA株式会社 | | |
| [标]发明人 | 大内輝雄 | | |
| 发明人 | 大内 輝雄 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 A61B18/12 A61B18/14 | | |
| CPC分类号 | A61B18/1445 A61B2018/146 | | |
| FI分类号 | A61B1/00.334.D A61B17/39 A61B1/018.515 A61B18/12 A61B18/14 | | |
| F-TERM分类号 | 4C060/KK02 4C060/KK33 4C061/GG15 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK19 4C160/KK39 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN09 4C161/GG15 | | |
| 代理人(译) | 三井和彦 | | |
| 助理审查员(译) | 铃木 洋昭 | | |
| 其他公开文献 | JP2002253570A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供一种非常实用的双极高频治疗装置，几乎不会被重复使用破坏并能够提供足够的强度。解决方案：这种用于内窥镜的双极高频治疗设备具有一对电极4A和4B中的一个，它们设置在护套1的尖端中，以便通过遥控器自由地打开/关闭成喙。手连接到高频电源的正极，另一个连接到负极。由设置在护套1的尖端部分中的用于支撑一对电极4A和4B的电绝缘材料形成的支撑体2平行地设置有两个轴颈5A和5B，并且6A和6B单独地且可旋转地支撑该对电极图4A和4B所示的状态是在它们之间间隔开的状态。

