

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3934458号
(P3934458)

(45) 発行日 平成19年6月20日(2007.6.20)

(24) 登録日 平成19年3月30日(2007.3.30)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 2 O

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 O

請求項の数 2 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2002-106010 (P2002-106010)
 (22) 出願日 平成14年4月9日(2002.4.9)
 (65) 公開番号 特開2003-299669 (P2003-299669A)
 (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24日(2005.2.24)

(73) 特許権者 000000527
 ペンタックス株式会社
 東京都板橋区前野町2丁目36番9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

審査官 内藤 真徳

(56) 参考文献 特開2000-262534 (JP, A)
)
 特開平10-155798 (JP, A)
 特開平10-179602 (JP, A)
 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止血鉗子

(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型高周波止血鉗子であって、

上記一対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が上記一対の電極の間に配置されて、上記一対の電極の最大開度を規制するための開度規制ストッパを上記絶縁スペーサに形成されたものにおいて、

上記絶縁スペーサが、左右両側面が互いに食い違った位置において略半部ずつ凹んだ形状に形成されていて、その凹んだ部分に上記一対の電極の基部が分かれて配置され、凹んでいない部分に上記開度規制ストッパが形成されていることを特徴とする内視鏡用バイポーラ型高周波止血鉗子。

【請求項2】

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互いの間の間隔をあけて平行に設けられて、その二つの支軸が上記絶縁スペーサに形成された二つの孔に通され、それによって上記絶縁スペーサが保持されている請求項1記載の内視鏡用バイポーラ型高周波止血鉗子。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

10

20

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止血鉗子に関する。

【 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。

【 0 0 0 3 】

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 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型高周波処置具がある。

【 0 0 0 5 】

【発明が解決しようとする課題】

出血源である血管を一対の電極の間に挟んで止血を行う高周波止血鉗子は、電極が大きく開くと余分な組織まで電極間に挟み込んで止血効果が減少してしまうので、電極の開き幅を 2 ～ 3 mm 程度に限定するのが望ましい。

20

【 0 0 0 6 】

しかし、上述の特開 2 0 0 0 - 2 7 1 1 2 8 に記載されたバイポーラ型高周波処置具は、組織採取を目的とする生検鉗子なので電極ができるだけ大きく開くようになっている。

【 0 0 0 7 】

そのため、出血源である血管を一対の電極の間に挟んで止血を行おうとすると、余分な組織まで電極間に挟み込んでしまうため、十分な止血効果が得られないだけでなく、目的とする組織以外にも熱影響が及んでしまう場合がある。

【 0 0 0 8 】

そこで本発明は、一対の電極の間に余分な組織を挟み込むことなく出血源だけを適切に挟み込んで安全に止血を行うことができる内視鏡用バイポーラ型高周波止血鉗子を提供することを目的とする。

30

【 0 0 0 9 】

【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型高周波止血鉗子は、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型高周波止血鉗子において、一対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一対の電極の間に配置して、一対の電極の最大開度を規制するための開度規制ストッパを絶縁スペーサに形成したものである。

【 0 0 1 0 】

40

なお、一対の電極を個別に回転自在に支持する二つの支軸が互いの間の間隔をあけて平行に設けられて、その二つの支軸が絶縁スペーサに形成された二つの孔に通され、それによって絶縁スペーサが保持されるようにすることにより、組み立てが容易である。

【 0 0 1 1 】

また、絶縁スペーサは、左右両側面が互いに食い違った位置において略半部ずつ凹んだ形状に形成されて、その凹んだ部分に一対の電極の基部が分かれて配置され、凹んでいない部分に開度規制ストッパが形成されているように構成すれば、強度のある開度規制ストッパを容易に製造することができる。

【 0 0 1 2 】

【発明の実施の形態】

50

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止血鉗子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。

【0013】

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。

【0014】

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。

【0015】

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。

【0016】

そして、ステンレス鋼等のような導電性金属からなる一対の嘴状電極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。

【0017】

この実施例の嘴状電極4は、先端部分の分解斜視図である図5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。

【0018】

図2ないし図4に戻って、スリット3の先端部分内には、一対の嘴状電極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。

【0019】

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、駆動腕部4aの突端近傍に形成された連結孔7に、二本の導電線8の先端が通されて連結されている。

【0020】

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に接触する状態で連結孔7に係合している。

【0021】

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10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。

【0022】

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とい。

【0023】

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の正極と負極の電源コードに分かれて接続されており、高周波電源20をオンにすることによって、一対の嘴状電極4の一方が高周波電流の正電極になり、他方が負電極になる。

【0024】

10

20

30

40

50

図6と図7に単体の状態が向きを変えて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その他のプラスチック材或いはセラミック等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。

【0025】

そして、図3におけるVIII-VIII断面を図示する図8と、その斜視断面を図示する図9、及びその部分の分解斜視図である前出の図5に示されるように、絶縁スペーサ6の各支持孔6a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。

10

【0026】

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6b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4a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ている。

【0027】

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。

【0028】

20

そして、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を中心に戻動し、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。

【0029】

このように構成された内視鏡用バイポーラ型高周波止血鉗子は、一对の嘴状電極4の間に血管を挟み込んで高周波電流を通電することにより、一对の嘴状電極4の間に位置する組織だけに高周波電流が流れて、血管を焼灼凝固して止血することができる。

【0030】

ただし絶縁スペーサ6の後端部近傍には、図7に示されるように、電極通過部6bの底面から立ち上がる壁部が、一对の嘴状電極4の最大開度を規制するための開度規制ストッパ6cとして形成されている。開度規制ストッパ6cは、絶縁スペーサ6の左右両面に形成されている。

30

【0031】

そのような開度規制ストッパ6cが設けられていることにより、一对の嘴状電極4が最大に開いた状態を拡大して図示する図1に示されるように、嘴状電極4が支軸5を中心を開き方向に回動していくと、絶縁スペーサ6に形成された開度規制ストッパ6cに嘴状電極4の駆動腕部4aが当接することにより、嘴状電極4がそれ以上開き方向に回動できない状態になる。

【0032】

その結果、嘴状電極4の最大開き幅Aが例えば2~3mm程度に規制されて、一对の嘴状電極4の間に余分な組織を挟み込むことなく出血源だけを適切に挟み込んで止血を行うことができる。

40

【0033】

そして、開度規制ストッパ6cは絶縁スペーサ6自体によって形成されているので、開度規制ストッパ6cとして特別に部品を設けることなく十分な強度の開度規制ストッパ6cを形成することができ、その絶縁スペーサ6は二つの支持孔6aに各々支軸5を通すだけで支持本体2に保持されるので、組み立ても極めて容易である。

【0034】

【発明の効果】

本発明によれば、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

50

サを一对の電極の間に配置して、一对の電極の最大開度を規制するための開度規制ストッパを絶縁スペーサに形成したことにより、一对の電極の間に余分な組織を挟み込むことなく出血源だけを適切に挟み込んで安全に止血を行うことができ、そのための十分な強度を有する開度規制ストッパをコスト増を招くことなく組み込むことができる。

【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止血鉗子の先端部分の部分拡大側面図である。

【図 2】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波止血鉗子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止血鉗子の先端部分の側面複合部分断面図である。 10

【図 4】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波止血鉗子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止血鉗子の先端部分の分解斜視図である。

【図 6】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波止血鉗子の絶縁スペーサの単体斜視図である。

【図 7】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波止血鉗子の絶縁スペーサの単体斜視図である。

【図 8】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波止血鉗子の図 3 におけるVIII - VI 11断面図である。 20

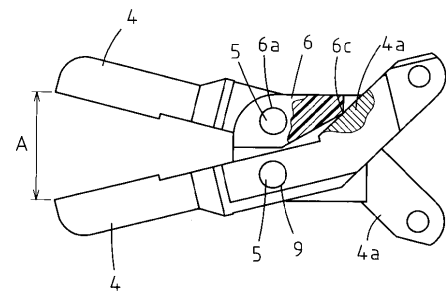
【図 9】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波止血鉗子の図 8 に示される断面部分の斜視図である。

【図 10】本発明の実施例の内視鏡用バイポーラ型高周波止血鉗子の全体構成図である。

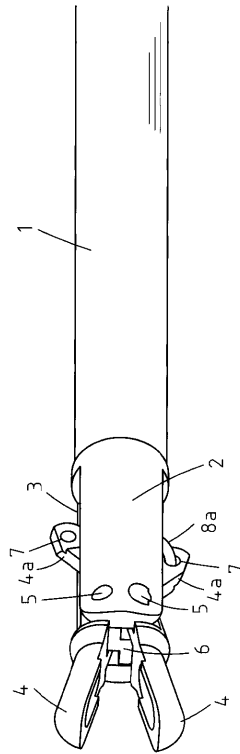
【符号の説明】

- 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
- 6 c 開度規制ストッパ
- 8 導電線
- 9 回転支持孔
- 20 高周波電源

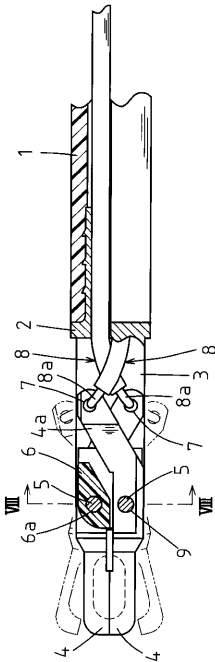
【 図 1 】



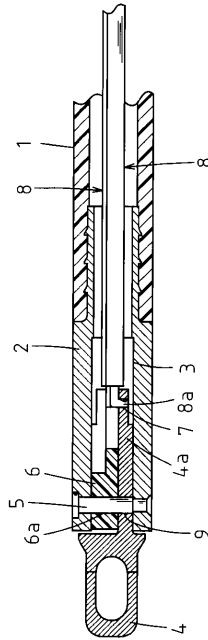
【 図 2 】



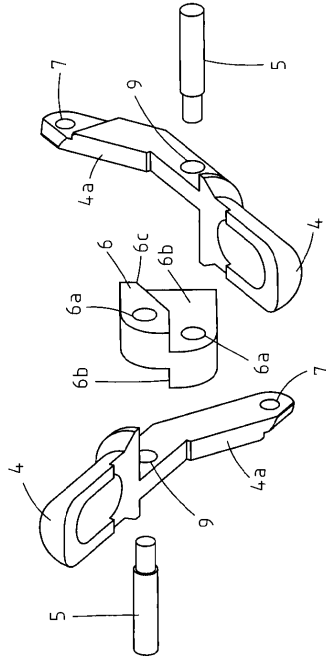
【 図 3 】



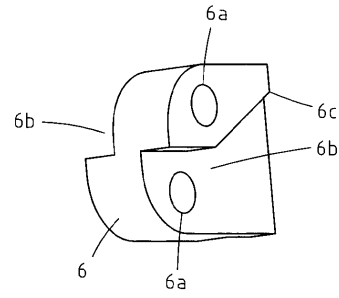
【 図 4 】



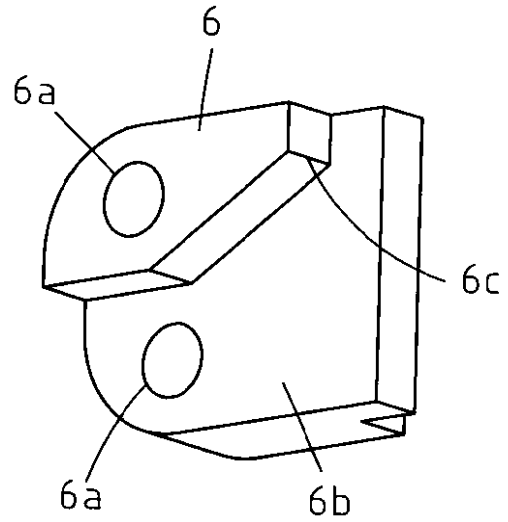
【図 5】



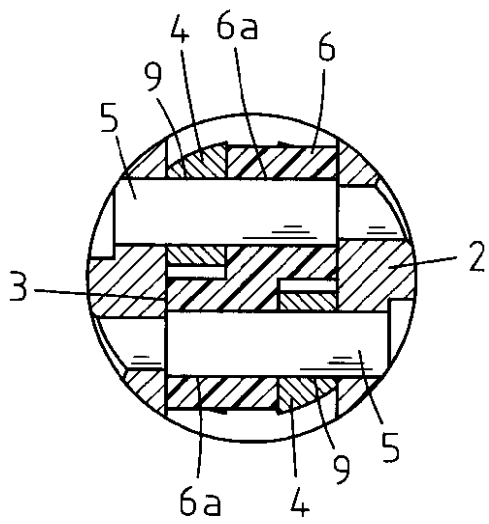
【図 6】



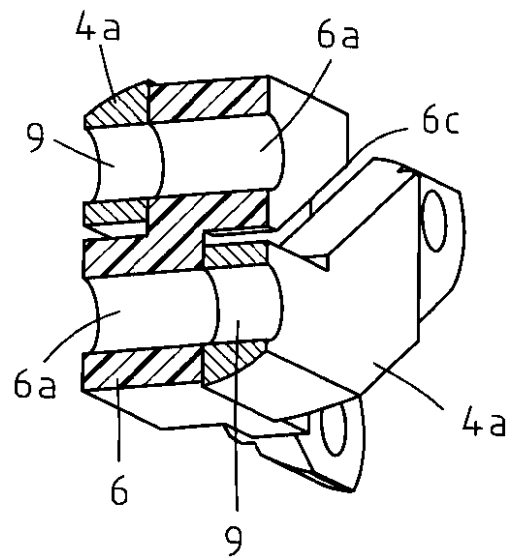
【図 7】



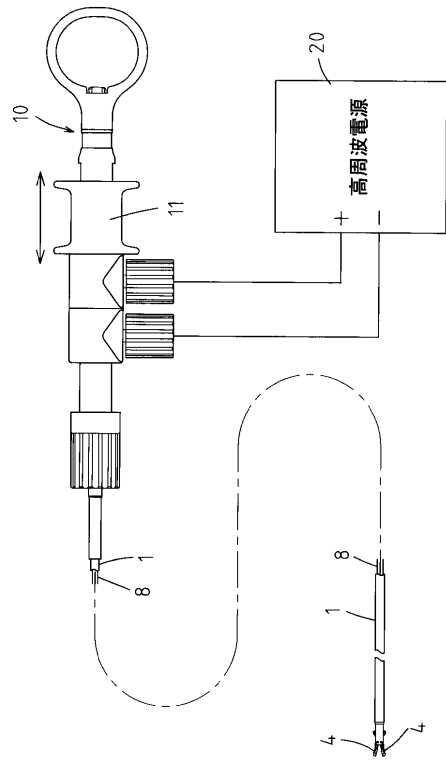
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61B 18/12

专利名称(译)	用于内窥镜的双极型高频止血钳		
公开(公告)号	JP3934458B2	公开(公告)日	2007-06-20
申请号	JP2002106010	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)	宾得株式会社		
[标]发明人	木戸岡智志		
发明人	木戸岡 智志		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00 A61B17/28 A61B10/00 A61B10/06 A61B18/14		
CPC分类号	A61B10/06 A61B18/1445 A61B2017/2938 A61B2017/2939 A61B2017/294		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B1/00.334.D A61B17/28.310 A61B1/00.622 A61B1/018.515 A61B17/28 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/GG23 4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK10 4C060/KK15 4C061/GG15 4C061/HH57 4C160/GG26 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK39 4C161/GG15 4C161/HH57		
代理人(译)	三井和彦		
其他公开文献	JP2003299669A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供双极型高频止血钳，通过恰当地夹住出血源而不在一对电极之间夹入额外的组织，能够安全地止血。 解决方案：设置在护套1的尖端处的一对电极4的内部通过远程控制从近侧自由地打开和关闭，其中一个电极连接到高频电源20的正电极而另一个连接到负电极。在用于观察镜的双极高频止血钳中，在一对电极4之间设置由电绝缘材料制成的用于使该对电极4电绝缘的绝缘间隔物6，使得该对电极4用于调节最大开度的开口调节止动件6c形成在绝缘垫片6中。

