

(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2004-113328

(P2004-113328A)

(43) 公開日 平成16年4月15日(2004.4.15)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 18/12

F I

A61B 17/39 320

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2002-278652 (P2002-278652)

(22) 出願日 平成14年9月25日 (2002.9.25)

(71) 出願人 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

Fターム(参考) 4C060 KK04 KK06 KK10 KK15 KK25
MM24

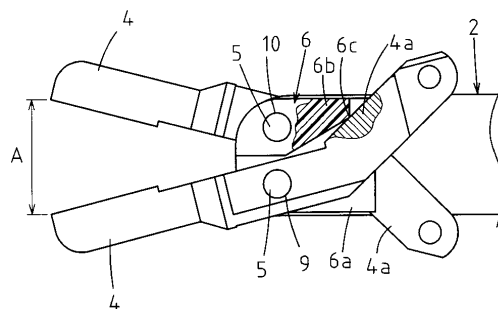
(54) 【発明の名称】 内視鏡用バイポーラ型高周波止血鉗子

(57) 【要約】

【課題】 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、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容易に組み込む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。

【解決手段】 一対の電極4の最大開度を規制するための開度規制ストッパ6cが、一対の電極4間を電氣的に絶縁するための絶縁スペーサ6に形成されて、それらが、一対の電極4を支持するためにシース1の先端部分に設けられた電気絶縁材からなる支持本体2と一体に一部品で形成されている。

【選択図】 図1



【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処置具において、

上記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が、上記一对の電極間を電氣的に絶縁するための絶縁スペーサに形成されて、それらが、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と一体の一部品で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】

上記絶縁スペーサが、上記一对の電極の間を絶縁するスペーサ部と、上記一对の電極の開閉動作と干渉しない位置において上記スペーサ部と上記支持本体とを連結する連結部とからなり、上記開度規制ストッパが上記連結部に形成されている請求項 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】

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。

【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。

【0003】

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。

【0004】

そこで、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（例えば、特許文献 1）。

【0005】

【特許文献 1】

特開 2000-271128 公報

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

出血源である血管を一对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。

【0007】

しかし、上述の特許文献 1 に記載されたバイポーラ型高周波処置具は本来、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。

【0008】

そのため、出血源である血管を一对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。

【0009】

そこで本発明は、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

10

20

30

40

50

をコスト増を招くことなく容易に組み込む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。

【0010】

【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对の電極のうち、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処置具において、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が、一对の電極間を電氣的に絶縁するための絶縁スペーサに形成されて、それらが、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と一体に一部品で形成されているものである。

10

【0011】

なお、絶縁スペーサが、一对の電極の間を絶縁するスペーサ部と、一对の電極の開閉動作と干渉しない位置においてスペーサ部と支持本体とを連結する連結部とからなり、開度規制ストッパが連結部に形成されていてもよい。

【0012】

【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3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4はその側面部分断面図、図5は平面断面図である。ただし、図4及び図5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。

20

【0013】

1は、図示されていない内視鏡の止血鉗子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、一定の幅のスリット3が長手方向に形成されている。

【0015】

支持本体2の先端近傍には、一对の軸孔10が、スリット3の向きに対して直交する向きに、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平行に形成されて、各軸孔10にステンレス鋼棒製の支軸5が挿通固定されている。

30

【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。なお、図4においては、一对の嘴状電極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】

9は、支軸5が回転自在に嵌合するように各嘴状電極4に形成された回転支持孔であり、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。

40

【0018】

なお、この実施例においては、各嘴状電極4の嘴状に開閉する部分は開口部どうしが対向するカップ状に形成されているが、腕状その他の様な形状であっても差し支えない。

【0019】

支持本体2の先端部分には、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、図4におけるV I - V I断面を図示する図6にも示されるように、両嘴状電極4の間に位置するように配置されている。

50

【0020】

絶縁スペーサ6は、支持本体2を単体で図示する図7にも示されるように、支持本体2と一体に一部品で形成されている。したがって絶縁スペーサ6は支持本体2と同じ材料で形成され、モールド成形で製造する場合には支持本体2と絶縁スペーサ6を同じ金型に加工して、非常に低コストで製造することができる。

【0021】

絶縁スペーサ6には、図6及び支持本体2の側部を部分的に切除して図示する図2に示されるように、2本の支軸5が個別に通される軸孔10が平行にスリット3に対して垂直の向きに貫通形成されている。

【0022】

絶縁スペーサ6は、軸孔10の周辺において一对の嘴状電極4の間に位置するスペーサ部6aと、一对の嘴状電極4の開閉動作と干渉しない位置においてスペーサ部6aを間にしその両側で支持本体2とつながる連結部6bとからなっている。

【0023】

その結果、スリット3の先端部分が絶縁スペーサ6によって閉じられた形状になり、絶縁スペーサ6自体が支持本体2と一体となって優れた強度を得ると同時に支持本体2の補強にもなっている。

【0024】

しかも、このように構成された絶縁スペーサ6には一对の嘴状電極4を閉じるための力が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が破損し難くて優れた耐久性を得ることができる。

【0025】

このような絶縁スペーサ6が設けられていることにより、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一对の嘴状電極4の開閉動作が妨げられない。

【0026】

また、絶縁スペーサ6の連結部6bの後端部近傍には、図2に示されるように、スペーサ部6aの側面から突出する壁部分が、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、一对の嘴状電極4の各々が個別に当接するように、スペーサ部6aの左右両面の連結部6bの各々に形成されている。

【0027】

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を中心に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に各嘴状電極4の駆動腕部4aが当接することにより、各嘴状電極4がそれ以上開き方向に回動できない状態になる。

【0028】

図4及び図5に戻って、可撓性シース1内に挿通配置されている各導電線8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8aが、各々嘴状電極4に電氣的に接触する状態で通孔7に係合している。

【0029】

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20において操作輪21により軸線方向に進退操作される。

【0030】

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ふ。

10

20

30

40

50

【0031】

二本の導電線 8 の基端部は、操作部 20 において高周波電源 30 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 30 をオンにすることによって、一对の嘴状電極 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。

【0032】

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 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。

【0033】

その結果、嘴状電極 4 の最大開き幅 A が例えば 2 ～ 3 mm 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。

【0034】

そして、開度規制ストッパ 6c が絶縁スペーサ 6 に形成されて、それらが支持本体 2 と一体に一部品で形成されているので、開度規制ストッパ 6c 及び絶縁スペーサ 6 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、組み立ても極めて容易である。

【0035】

【発明の効果】

本発明によれば、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が、一对の電極間を電氣的に絶縁するための絶縁スペーサに形成されて、それらが、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と一体の一部品で形成されていることにより、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容易に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支持本体の側部を部分的に切除して示す単体斜視図である。

【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斜視図である。

【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側面複合部分断面図である。

【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平面複合断面図である。

【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図 4 における V I - V I 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止血鉗子の支持本体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
- 3 スリット
- 4 嘴状電極
- 4 a 駆動腕部
- 5 支軸
- 6 絶縁スペーサ

10

20

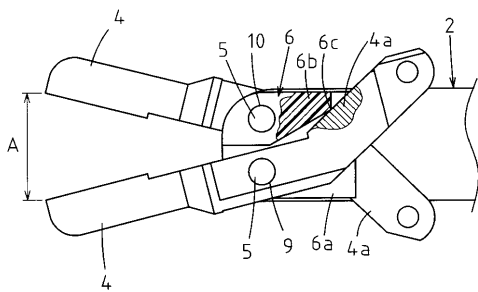
30

40

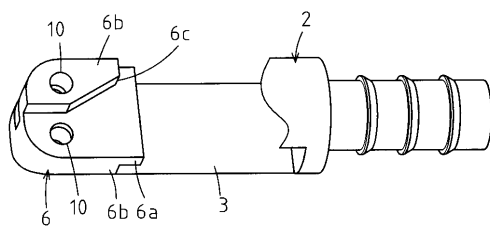
50

- 6 a スペーサ部
- 6 b 連結部
- 6 c 開度規制ストッパ
- 3 0 高周波電源

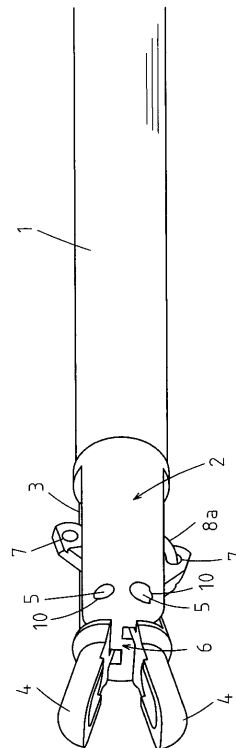
【図 1】



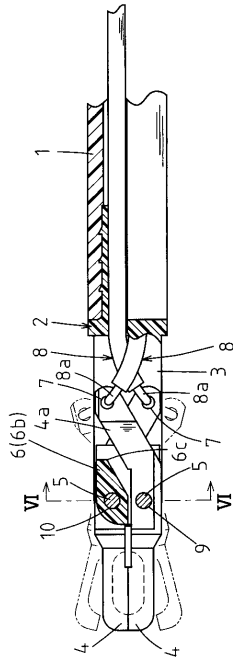
【図 2】



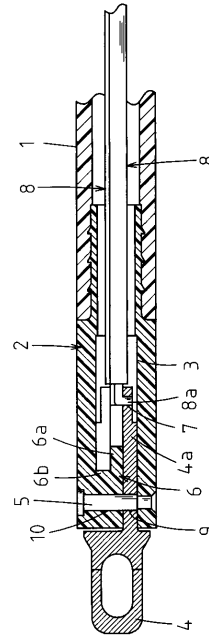
【図 3】



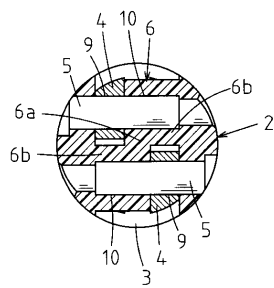
【図 4】



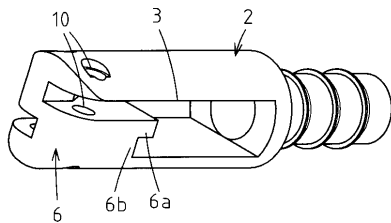
【図 5】



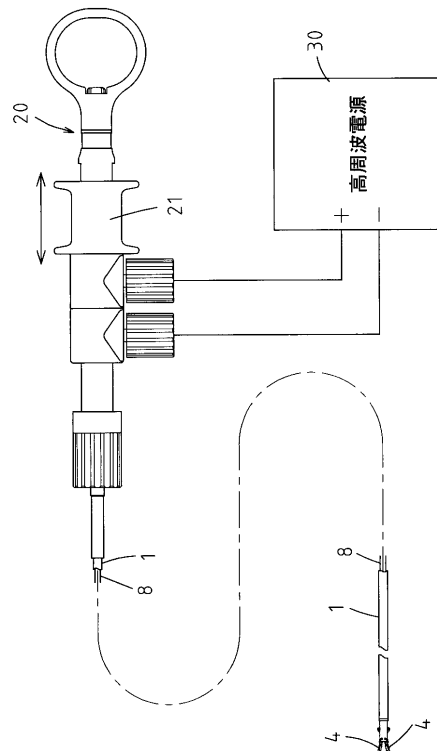
【図 6】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	用于内窥镜的双极型高频止血钳		
公开(公告)号	JP2004113328A	公开(公告)日	2004-04-15
申请号	JP2002278652	申请日	2002-09-25
[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		
[标]发明人	木戸岡智志		
发明人	木戸岡 智志		
IPC分类号	A61B18/12		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B17/28 A61B17/29 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK10 4C060/KK15 4C060/KK25 4C060/MM24 4C061/GG15 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK39 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN09 4C161/GG15		
代理人(译)	三井和彦		
其他公开文献	JP4130943B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：仅在不夹住一对电极之间的多余组织的情况下仅适当地捏紧出血源，以安全地止血，并增加具有足够强度的打开控制塞的成本。 解决的问题：为内窥镜提供一种双极高频止血钳，无需使用即可轻松组装。 在用于使一对电极（4）之间电绝缘的绝缘垫片（6）上形成有用于控制一对电极（4）的最大张开的开度控制挡块（6c），它与由电绝缘材料制成的支撑体（2）一体形成，该支撑体（2）设置在护套（1）的尖端以支撑一对电极（4）。 [选型图]图1

