

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4499687号
(P4499687)

(45) 発行日 平成22年7月7日(2010.7.7)

(24) 登録日 平成22年4月23日(2010.4.23)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 2 O

A 6 1 B 17/28 (2006.01)

A 6 1 B 17/28 3 1 O

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 4 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2006-143765 (P2006-143765)
 (22) 出願日 平成18年5月24日(2006.5.24)
 (65) 公開番号 特開2007-312889 (P2007-312889A)
 (43) 公開日 平成19年12月6日(2007.12.6)
 審査請求日 平成21年3月5日(2009.3.5)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100106909
 弁理士 棚井 澄雄
 (74) 代理人 100064908
 弁理士 志賀 正武
 (74) 代理人 100101465
 弁理士 青山 正和
 (74) 代理人 100094400
 弁理士 鈴木 三義
 (74) 代理人 100086379
 弁理士 高柴 忠夫
 (74) 代理人 100129403
 弁理士 増井 裕士

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高周波鉗子

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

把持対象物を把持する一対の鉗子片と、

枢支軸が配されて該枢支軸を介して前記一対の鉗子片の少なくとも一方を回転自在に支持する先端支持部を有する挿入部と、を備える内視鏡用鉗子であって、

前記一対の鉗子片の少なくとも一方に電極が設けられ、

前記電極が配された鉗子片の前記枢支軸近傍及び前記先端支持部のうちの少なくとも一つに、前記電極と導通された導通面が露出して設けられ、

前記一対の鉗子片にて前記把持対象物を把持した際に、前記導通面と前記把持対象物との接触を阻止する絶縁性の規制部が、前記一対の鉗子片の少なくとも一方に設けられていることを特徴とする高周波鉗子。

【請求項 2】

前記一対の鉗子片が開閉する際に摺動する摺動面が、前記枢支軸近傍に設けられ、

前記規制部が、前記摺動面よりも先端側に設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の高周波鉗子。

【請求項 3】

前記導通面が、前記枢支軸よりも前記先端支持部の先端側に設けられ、

前記規制部が、前記導通面よりも先端側に設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の高周波鉗子。

【請求項 4】

10

20

前記規制部が、他方の前記鉗子片から前記一方の鉗子片に向かって突出して設けられていることを特徴とする請求項2又は3に記載の高周波鉗子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、高周波鉗子に関する。

【背景技術】

【0002】

生体組織を切開したり凝固したりする際に、電極を有する一对の鉗子片にて把持対象物として生体組織を把持し、電極に高周波電流を通電して把持部位に電流密度を集中させる高周波鉗子が使用されている（例えば、特許文献1参照。）。このような高周波鉗子は、対極板と一方の鉗子片との間に通電されるモノポーラ型と、鉗子片間に通電されるバイポーラ型とに大きく分かれる。

10

【0003】

一对の鉗子片は、何れのタイプでも挿入部の先端に設けられた先端支持部に枢支軸を介して回転自在に配されている。そして、一对の鉗子片は、枢支軸近傍の摺動面以外の電極を除く露出面には、絶縁コーティング等が施されており、電極以外の場所で生体組織と一对の鉗子片とが接触しても通電されないようになっている。

【特許文献1】特開2005-58344号公報

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上記従来の高周波鉗子の場合、一对の鉗子片にて生体組織を開閉中心に近い位置まで深く把持した際には、組織が枢支軸近傍にまで達するので、一对の鉗子片の摺動面と組織とが接触してしまい、摺動面と生体組織との間でも通電されて、電極と生体組織との間に流れる電流の密度が低下するという問題がある。

【0005】

本発明は上記事情に鑑みて成されたものであり、一对の鉗子片の根元側の深い位置で把持対象物を把持しても、電流密度の低下を規制することができ、把持位置を気にせずに手技の容易化を図ることができる高周波鉗子を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、上記課題を解決するため、以下の手段を採用する。

本発明に係る高周波鉗子は、把持対象物を把持する一对の鉗子片と、枢支軸が配されて該枢支軸を介して前記一对の鉗子片の少なくとも一方を回転自在に支持する先端支持部を有する挿入部と、を備える内視鏡用鉗子であって、前記一对の鉗子片の少なくとも一方に電極が設けられ、前記電極が配された鉗子片の前記枢支軸近傍及び前記先端支持部のうちの少なくとも一つに、前記電極と導通された導通面が露出して設けられ、前記一对の鉗子片にて前記把持対象物を把持した際に、前記導通面と前記把持対象物との接触を阻止する絶縁性の規制部が、前記一对の鉗子片の少なくとも一方に設けられていることを特徴とする。

40

【0007】

この発明は、一对の鉗子片にて把持対象物を枢支軸近傍の深い位置で把持しても、規制部によって把持対象物と導通面との接触を抑えることができ、電極以外の部位で高周波電流が通電されるのを好適に抑えることができる。

【0008】

また、本発明に係る高周波鉗子は、前記高周波鉗子であって、前記一对の鉗子片が開閉する際に摺動する摺動面が、前記枢支軸近傍に設けられ、前記規制部が、前記摺動面よりも先端側に設けられていることを特徴とする。

この発明は、バイポーラ型的一对の鉗子片にて把持対象物を把持しても、規制部によ

50

て、把持対象物が摺動面に接触するまで深く挟持されるのを好適に抑えることができる。

【 0 0 0 9 】

また、本発明に係る高周波鉗子は、前記高周波鉗子であって、前記導通面が、前記枢支軸よりも前記先端支持部の先端側に設けられ、前記規制部が、前記導通面よりも先端側に設けられていることを特徴とする。

この発明は、モノポーラ型の一对の鉗子片にて把持対象物を把持しても、規制部によって、把持対象物が導通面に接触するまで深く挟持されるのを好適に抑えることができる。

【 0 0 1 0 】

また、本発明に係る高周波鉗子は、前記高周波鉗子であって、前記規制部が、他方の前記鉗子片から前記一方の鉗子片に向かって突出して設けられていることを特徴とする。

この発明は、一对の鉗子片で把持対象物を把持する際、把持対象物が導通面に当接する前に規制部と当接させることができ、把持対象物を規制部に容易に係止させることができる。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、一对の鉗子片の根元側の深い位置で把持対象物を把持しても、電流密度の低下を規制することができ、把持位置を気にせずに手技の容易化を図ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 2 】

本発明に係る第 1 の実施形態について、図 1 から図 3 を参照して説明する。

本実施形態に係る高周波鉗子 1 は、モノポーラ型の高周波鉗子であって、生体組織等の図示しない把持対象物を把持する一对の鉗子片 2 , 3 と、枢支軸 5 が配されて枢支軸 5 を介して一对の鉗子片 2 , 3 を回転自在に支持する先端支持部 6 を有する挿入部 7 と、一方の鉗子片 2 を他方の鉗子片 3 に対して開閉させる操作部 8 とを備えている。なお、一对の鉗子片 2 , 3 の何れか一方のみが、枢支軸 5 を介して先端支持部 6 に回転自在に支持された片開き型としても構わない。

【 0 0 1 3 】

一对の鉗子片 2 , 3 の基端側には、枢支軸 5 が貫通される図示しない貫通孔が形成されている。一对の鉗子片 2 , 3 は、先端支持部 6 を間に挟んだ状態で枢支軸 5 により接続されている。一对の鉗子片 2 , 3 の基端には後述する操作ワイヤ 1 6 , 1 7 がそれぞれ接続されている。なお、一对の鉗子片 2 , 3 の何れか一方のみが回転自在とされた片開き型では、操作ワイヤは回転側鉗子片のみに接続されていても構わない。

【 0 0 1 4 】

一方の鉗子片 2 は、ステンレス等の金属からなり、他方の鉗子片 3 と対向する刃面 2 a に向かって断面先細形状に形成されている。刃面 2 a には電極 1 0 が設けられている。一方の鉗子片 2 の電極 1 0 及び貫通孔近傍に設けられた一对の鉗子片 2 , 3 が開閉する際の摺動面 2 b 以外の表面には、セラミックス、樹脂等による絶縁コーティングがなされている。

【 0 0 1 5 】

他方の鉗子片 3 は、アルミナやジルコニアといったセラミック部材、又はポリテトラフルオロエチレン (P T F E)、P E E K (登録商標) 等の樹脂で構成されている。なお、一方の鉗子片 2 と同様に、ステンレス等の金属で構成されて表面に絶縁コーティングがなされたものでもよい。

【 0 0 1 6 】

一方の鉗子片 2 に対向する他方の鉗子片 3 には、長手方向に凹部 3 a a 及び凸部 3 a b が交互に並んで形成された刃面 3 a が設けられている。他方の鉗子片 3 の刃面 3 a の基端には、一对の鉗子片 2 , 3 にて図示しない把持対象物を把持した際に、把持対象物と先端支持部 6 の後述する先端側の導通面 6 a との接触を阻止する絶縁性の張出部 (規制部) 1 1 が設けられている。この張出部 1 1 は、他方の鉗子片 3 の刃面 3 a の基端から、一方の

10

20

30

40

50

鉗子片 2 の摺動面 2 b の先端よりも先端側に向かって張り出すように突出して設けられている。

【 0 0 1 7 】

先端支持部 6 は、ステンレス等の金属からなり、板状に形成されて挿入部 7 の先端から突出するようにして接続されている。先端支持部 6 の表面は、金属面が露出されて導通面 6 a となっている。枢支軸 5 が挿通される図示しない貫通孔から先端までの長さは、他方の鉗子片 3 に設けられた図示しない貫通孔から張出部 1 1 までの長さよりも短くなっている。

【 0 0 1 8 】

挿入部 7 は、コイルシース 1 2 と、コイルシース 1 2 の外周を覆う絶縁チューブ 1 3 とを備えている。コイルシース 1 2 の先端は、絶縁チューブ 1 3 の先端よりも突出して外径の一部が削られて形成された、先端支持部 6 との連結部材 1 5 が嵌合されている。挿入部 7 には、基端が操作部 8 と接続され、かつ、先端が一对の鉗子片 2 , 3 のそれぞれと接続された一对の操作ワイヤ 1 6 , 1 7 が、コイルシース 1 2 に対して進退自在に挿通されている。

【 0 0 1 9 】

一对の操作ワイヤ 1 6 , 1 7 は、挿入部 7 に対して進退自在に配されており、先端側は、挿入部 7 の径方向外方に向かって複数箇所にて屈曲されている。一对の操作ワイヤ 1 6 , 1 7 の基端は、後述するスライダ 2 0 に接続されている。

【 0 0 2 0 】

操作部 8 は、細長の操作部本体 1 8 と、操作部本体 1 8 に対して進退自在に配されたスライダ 2 0 とを備えている。操作部本体 1 8 には、挿入部 7 が挿通される挿入部用孔 1 8 a が設けられており、コイルシース 1 2 及び絶縁チューブ 1 3 が挿入部用孔 1 8 a に挿通されてそれぞれの基端が接続されている。挿入部用孔 1 8 a に挿通された一对の操作ワイヤ 1 6 , 1 7 は、スライダ 2 0 に接続されている。操作部本体 1 8 の基端には、指掛部 2 1 が設けられている。スライダ 2 0 には、図示しない高周波電源と接続された図示しない電源ケーブルが接続される電気端子 2 2 が配されている。

【 0 0 2 1 】

次に、本実施形態に係る高周波鉗子 1 の作用について説明する。

まず、図示しない対極板と接触させた患者の体内に、図示しない内視鏡を挿入し、把持対象物近傍に接近させた状態とする。続いて、スライダ 2 0 を操作部本体 1 8 に対して後退させて一对の鉗子片 2 , 3 を閉じた状態とし、図示しない鉗子チャンネルに挿入部 7 を挿入する。そして、一对の鉗子片 2 , 3 を鉗子チャンネルから突出させた後、高周波電源と操作部とを導通状態としておく。

【 0 0 2 2 】

処置を行う際には、スライダ 2 0 を操作部本体 1 8 に対して前進移動させる。このとき、一对の操作ワイヤ 1 6 , 1 7 がコイルシース 1 2 に対して前進し、一对の鉗子片 2 , 3 の基端側を互いに離間させる。この際、枢支軸 5 を開閉中心として、一对の鉗子片 2 , 3 がそれぞれ枢支軸 5 回りに回転して一对の鉗子片 2 , 3 が開く。

【 0 0 2 3 】

そして、把持対象物を刃面 2 a , 3 a 間に挿入し、スライダ 2 0 を操作部本体 1 8 の基端側に引き戻す。これにより、一对の鉗子片 2 , 3 が再び閉じられ、一方の鉗子片 2 の電極 1 0 と、他方の鉗子片 3 の刃面 3 a との間に把持対象物を挟みこむ。

【 0 0 2 4 】

この際、一对の鉗子片 2 , 3 の根元側の深い位置、即ち枢支軸 5 近傍まで入り込むように把持対象物を把持しようとしても、把持対象物は張出部 1 1 に当接してしまう。そのため、把持対象物が導通面 6 a と接触するのが回避され、導通部材としては電極 1 0 のみと接触した状態となる。

【 0 0 2 5 】

こうして、把持した把持対象物に対して高周波電力を印加したとき、電極 1 0 と把持対

10

20

30

40

50

象物との間の電流密度を高い状態に維持して把持対象物近傍を焼灼する。処置終了後は、挿入部 7 を鉗子チャンネルから抜去し、かつ、内視鏡を体外へ抜去させる。

【 0 0 2 6 】

この高周波鉗子 1 によれば、一对の鉗子片 2 , 3 にて把持対象物を枢支軸 5 近傍の深い位置で把持しようとしても、張出部 1 1 によって把持対象物と先端支持部 6 の導通面 6 a との接触を抑えることができ、電極 1 0 以外の部位で高周波電流が通電されるのを好適に抑えることができる。従って、電流密度の低下を規制することができ、一对の鉗子片 2 , 3 による把持対象物の把持位置を気にせず手技の容易化を図ることができる。

【 0 0 2 7 】

また、一对の鉗子片 2 , 3 で把持対象物を把持する際、把持対象物が導通面 6 a に当接する前に張出部 1 1 と当接させることができ、把持対象物を張出部 1 1 に容易に係止させることができる。

【 0 0 2 8 】

次に、第 2 の実施形態について図 4 を参照しながら説明する。

なお、上述した第 1 の実施形態と同様の構成要素には同一符号を付すとともに説明を省略する。

第 2 の実施形態と第 1 の実施形態との異なる点は、本実施形態に係る高周波鉗子 2 5 が、バイポーラ型の鉗子である点である。

【 0 0 2 9 】

一对の鉗子片 2 6 , 2 7 は、何れもステンレス等の金属からなり、一方の鉗子片 2 6 が正極又は負極、他方の鉗子片 2 7 が負極又は正極となっている。一对の鉗子片 2 6 , 2 7 は、後述する先端カバー（先端支持部）3 0 に枢支軸 5 を介して回転自在に支持されており、刃面 2 6 a , 2 7 a が対向して開閉自在となっている。一对の鉗子片 2 6 , 2 7 の図示しない貫通孔の近傍には、それぞれ先端カバー 3 0 との摺動面が設けられている。張出部 2 8 は、一方の鉗子片 2 6 の摺動面 2 6 b の先端よりも先端側に向かって張り出すように他方の鉗子片 2 7 に設けられている。

【 0 0 3 0 】

先端カバー（先端支持部）3 0 は、絶縁部材からなり、挿入部 3 1 の先端に連結部材 3 2 を介して接続されている。先端カバー 3 0 には、一方の鉗子片 2 6 を収納するための第一係合溝 3 0 A と、他方の鉗子片 2 7 を収納するための図示しない第二係合溝とが設けられており、一对の鉗子片 2 6 , 2 7 が装着された状態で略円柱状となるように形成されている。従って、一对の鉗子片 2 6 , 2 7 は、互いに絶縁状態が維持されている。

【 0 0 3 1 】

次に、本実施形態に係る高周波鉗子 2 5 の作用について説明する。

この高周波鉗子 2 5 はバイポーラ型なので、対極板のない状態で第 1 の実施形態と同様に開閉操作を行う。

この際、一对の鉗子片 2 6 , 2 7 の根元側の深い位置、即ち摺動面 2 6 b 近傍まで入り込むように把持対象物を把持しようとしても、把持対象物は張出部 2 8 に当接してしまう。そのため、把持対象物が摺動面と接触するのが回避される。

【 0 0 3 2 】

この高周波鉗子 2 5 によれば、バイポーラ型であっても第 1 の実施形態と同様の効果を奏することができる。

【 0 0 3 3 】

なお、本発明の技術範囲は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更を加えることが可能である。

例えば、上記実施形態では、規制部として他方の鉗子片から張り出すようにして設けられた張出部としているが、把持対象物の当接を規制できるものであれば、突起状のものでもよい。また、他方の鉗子片のみならず、一方の鉗子片のみ、又は両方の鉗子片に設けられていてもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 4 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る高周波鉗子を示す全体概要図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態に係る高周波鉗子を示す要部平面図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施形態に係る高周波鉗子を示す要部平面図である。

【図 4】本発明の第 2 の実施形態に係る高周波鉗子を示す要部平面図である。

【符号の説明】

【 0 0 3 5 】

1 , 2 5 高周波鉗子

2 , 3 , 2 6 , 2 7 鉗子片

5 枢支軸

6 先端支持部

6 a 導通面

7 , 3 1 挿入部

1 0 電極

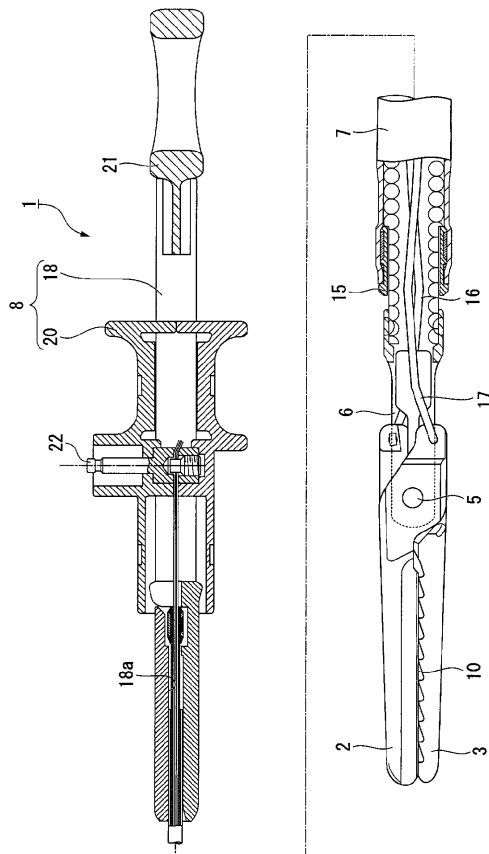
1 1 , 2 8 張出部（規制部）

2 6 b 摺動面

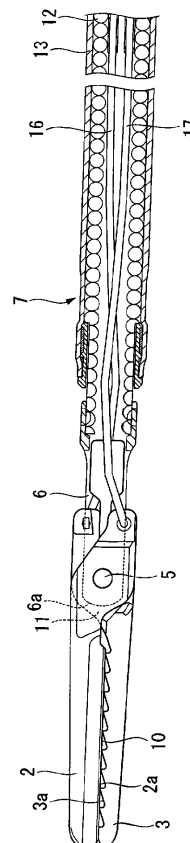
3 0 先端カバー（先端支持部）

10

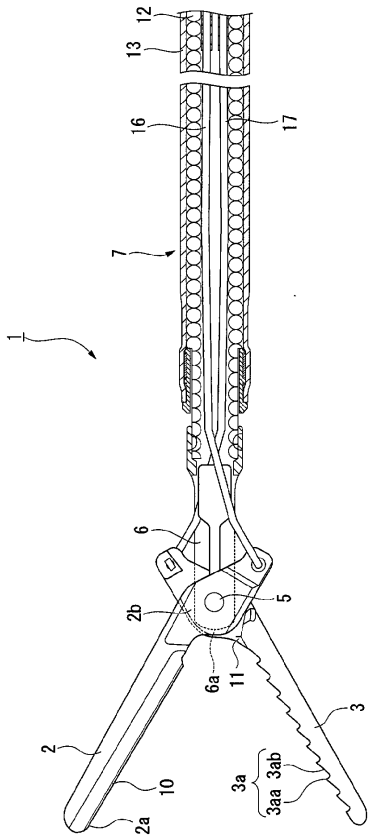
【図 1】



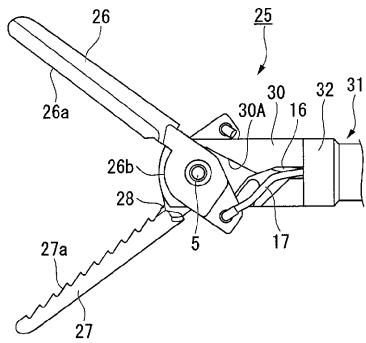
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 鈴木 啓太

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 川端 修

(56)参考文献 特開2005-177098(JP,A)

特開2005-058344(JP,A)

特開2006-081597(JP,A)

特開2003-299669(JP,A)

特開平06-343644(JP,A)

特開平09-056723(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12

A61B 1/00

A61B 17/28

专利名称(译)	高周波钳子		
公开(公告)号	JP4499687B2	公开(公告)日	2010-07-07
申请号	JP2006143765	申请日	2006-05-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	鈴木啓太		
发明人	鈴木 啓太		
IPC分类号	A61B18/12 A61B17/28 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B17/28.310 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B17/28 A61B17/29 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/GG23 4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK10 4C060/KK15 4C061/GG15 4C160/GG24 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK36 4C160/KK37 4C160/KK39 4C160/KL03 4C160/NN09 4C161/GG15		
代理人(译)	塔奈澄夫 正和青山		
审查员(译)	川端修		
其他公开文献	JP2007312889A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供高频钳，无论钳子抓住物体的位置如何，钳子处理技巧都变得更容易，因为当物体被抓住时，钳子处的电流密度可以防止下降在靠近根部的一对镊子中定位。解决方案：本实施例中的高频钳子1具有一对钳子2,3以抓住物体。插入部分7具有尖端支撑件6，尖端支撑件6设置成通过枢轴5可旋转地支撑一对钳子2,3。电极10设置在钳子的一个部件2上，并且暴露的导电面6a导电。电极10设置在尖端支撑件6上。另外，在钳子的另一个部件3处设置悬垂部分（调节部分）11，以在钳子2,3时阻挡导电部分6a与被抓物体的接触。把握住了。Ž

