

(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2012-19846

(P2012-19846A)

(43) 公開日 平成24年2月2日(2012.2.2)

(51) Int.Cl.

A61B 18/12 (2006.01)

F1

A61B 17/39 320

テーマコード(参考)

4C160

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2010-158346 (P2010-158346)
 (22) 出願日 平成22年7月13日 (2010.7.13)

(71) 出願人 597089576
 有限会社リバー精工
 長野県岡谷市川岸上二丁目29番20号
 (74) 代理人 100160370
 弁理士 佐々木 鈴
 (72) 発明者 西村 幸
 長野県岡谷市川岸上二丁目29番20号
 有限会社リバー精工内
 (72) 発明者 百瀬 良仁
 長野県岡谷市川岸上二丁目29番20号
 有限会社リバー精工内
 Fターム(参考) 4C160 KK04 KK06 KK15 KK36 KK37
 MM32 NN09

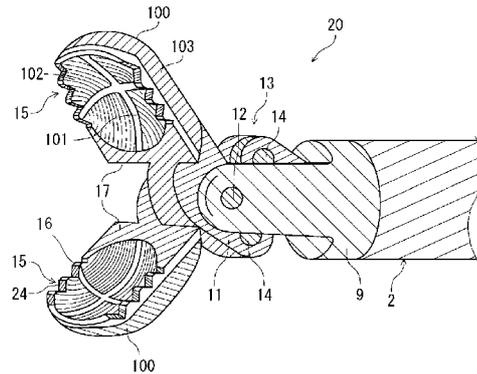
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波止血鉗子

(57) 【要約】

【課題】 生体組織からの電極外し時の出血を防止する内視鏡用高周波止血鉗子の提供。

【解決手段】 導電性金属からなり生体組織に高周波電流を通电する高周波電極として機能する底部を有する鉗子カップ100の一对を開閉自在に構成した内視鏡用高周波止血鉗子において、この鉗子カップ100の生体組織に接する接触部に、高周波電流を通电しない電気絶縁性コーティング部102と、前記高周波電流を通电する非電気絶縁性コーティング部101とを十字状に構成し、前記電気絶縁性コーティング部と非電気絶縁性コーティング部との面積比を1対4から3対4の範囲に設定した内視鏡用高周波止血鉗子。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

導電性金属からなり生体組織に高周波電流を通電する高周波電極として機能する凹状底部を有するカップ状鉗子片の一对を開閉自在に構成した内視鏡用高周波止血鉗子において、

前記カップ状鉗子片の生体組織に接する接触部の底部に、前記高周波電流を通電しない電気絶縁性コーティング部と、前記高周波電流を通電し、高周波電極として機能する非電気絶縁性コーティング部とが分断して構成されていることを特徴とする内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 2】

前記電気絶縁性コーティング部と非電気絶縁性コーティング部との面積比が 1 対 4 から 3 対 4 の範囲に設定されていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 3】

前記カップ状鉗子片が長円状の開口部を有し、前記非電気絶縁性コーティング部が前記長円状開口部内の底部を十字に横断する形状に構成されていることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 4】

前記カップ状鉗子片が長円状の開口縁を有し、前記電気絶縁性コーティング部が前記長円状開口部内の底部を十字に横断する形状に構成されているまたことを特徴とする第 1 又第 2 の特徴の内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 5】

前記カップ状鉗子片が、長円状の開口部を有し、前記電気絶縁性コーティング部が前記長円状開口部内の底部を格子状に横断する形状に構成されていることを特徴とする第 1 又第 2 の特徴の内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 6】

前記カップ状鉗子片が、長円状の開口部を有し、前記非電気絶縁性コーティング部が前記長円状開口部内の底部を格子状に横断する形状に構成されていることを特徴とする第 1 又第 2 の特徴の内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 7】

前記カップ状鉗子片が、長円状の開口部を有し、前記電気絶縁性コーティング部が前記長円状開口部内の底部を同心の複数トラック形状に構成されていることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 8】

前記複数トラック形状に構成された電気絶縁性コーティング部が円周方向に分断されていることを特徴とする請求項 7 記載の内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 9】

前記カップ状鉗子片が、長円状の開口部を有し、前記電気絶縁性コーティング部が前記長円状開口部内の底部を横断する複数の線状に構成されていることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 10】

前記カップ状鉗子片が、長円状の開口部を有し、前記非電気絶縁性コーティング部が前記長円状開口部内の底部内に位置する複数の円状に構成されていることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 11】

前記一对のカップ状鉗子片の底部に構成された電気絶縁性コーティング部と非電気絶縁性コーティング部の配置が異なるように構成されていることを特徴とする請求項 1 から 10 の何れかに記載の内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 12】

導電性金属からなり生体組織に高周波電流を通電する高周波電極として機能する一对の

10

20

30

40

50

棒状の棒状鉗子片を開閉自在に構成した内視鏡用高周波止血鉗子において、

前記棒状鉗子片の生体組織に接する接触部に、前記高周波電流を通電しない非電気絶縁性コーティング部と、前記高周波電流を通電する電気絶縁性コーティング部とを、棒状の長さ方向に沿って分断されていることを特徴とする内視鏡用高周波止血鉗子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織を挟み込んだ一对の高周波電極に高周波電流を通電して生体組織を焼灼・凝固する内視鏡用高周波止血鉗子に係り、特に高周波電極を開く際の生体組織からの出血を防止することができる内視鏡用高周波止血鉗子に関する。

10

【背景技術】

【0002】

一般に内視鏡用高周波止血鉗子は、内面に高周波電極が配されたカップ形状の鉗子により生体組織を挟み込み、前記高周波電極に高周波電流を通電することによって生体組織を焼灼・凝固するものであり、生体組織に触れる高周波電極の面積を少なくすることにより、生体組織に深い火傷を広範囲に作って無用の組織破壊を生じること防止するため、鉗子カップの閉じ方向面の外縁部のみ導電性金属を露出させ、それ以外の部分全体に電気絶縁性コーティングを施した鉗子型の高周波処置具が提案されている。

【0003】

また、生体組織へ深い火傷を広範囲に作って無用の組織破壊を生じること防止する内視鏡用高周波止血鉗子として、下記の特許文献1に記載されるように、一对のカップ状鉗子片の対向する閉じ方向面の少なくとも一方に複数の鋸歯状凹凸を形成すると共に、この鋸歯状凹凸の底部に電気絶縁性コーティングを施し、頂部に導電性を設ける技術がある。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-297503号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

前記特許文献1に記載された技術は、一对のカップ状鉗子片の内面に高周波電極を露出させて生体組織を挟持したときに止血を行うことができるものの、カップ状鉗子片内面の電極に生体組織の粘膜が焦げ付きによって、止血施術終了後に一对のカップ状鉗子片を開く際に前記粘膜に焼き付いてしまった密着部分が生体組織から剥がされ、再度の出血を招く可能性があるという課題があった。この課題は、棒状の高周波電極により血管を止血する内視鏡用高周波止血鉗子においても同様である。

30

【0006】

本発明の目的は、前述の従来技術による課題を解決することであり、止血施術終了後に鉗子片を開いた際にも生体組織からの出血を防止することができる内視鏡用高周波止血鉗子を提供することである。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

前記目的を達成するために本発明は、導電性金属からなり生体組織に高周波電流を通電する高周波電極として機能する凹状底部を有するカップ状鉗子片の一对を開閉自在に構成した内視鏡用高周波止血鉗子において、

前記カップ状鉗子片の生体組織に接する接触部の底部に、前記高周波電流を通電しない電気絶縁性コーティング部と、前記高周波電流を通電し、高周波電極として機能する非電気絶縁性コーティング部とが分断して構成されていることを第1の特徴とする。

【0008】

また、本発明は、前記第1の特徴の内視鏡用高周波止血鉗子において、前記電気絶縁性

50

コーティング部と非電気絶縁性コーティング部との面積比が1対4から3対4の範囲に設定されていることを第2の特徴とする。

【0009】

また、本発明は、前記第1又は第2の特徴の内視鏡用高周波止血鉗子において、前記カップ状鉗子片が長円状の開口部を有し、前記非電気絶縁性コーティング部が前記長円状開口部内の底部を十字に横断する形状に構成されていることを第3の特徴とする。

【0010】

また、本発明は、前記第1又は第2の特徴の内視鏡用高周波止血鉗子において、前記カップ状鉗子片が長円状の開口部を有し、前記電気絶縁性コーティング部が前記長円状開口部内の底部を十字に横断する形状に構成されていることを第4の特徴とする。

10

【0011】

また、本発明は、前記第1又は第2の特徴の内視鏡用高周波止血鉗子において、前記カップ状鉗子片が、長円状の開口部を有し、前記電気絶縁性コーティング部が前記長円状開口部内の底部を格子状に横断する形状に構成されていることを第5の特徴とする。

【0012】

また、本発明は、前記第1又は第2の特徴の内視鏡用高周波止血鉗子において、前記カップ状鉗子片が、長円状の開口部を有し、前記非電気絶縁性コーティング部が前記長円状開口部内の底部を格子状に横断する形状に構成されていることを第6の特徴とする。

【0013】

また、本発明は、前記第1又は第2の特徴の内視鏡用高周波止血鉗子において、前記カップ状鉗子片が、長円状の開口部を有し、前記電気絶縁性コーティング部が前記長円状開口部内の底部を同心の複数トラック形状に構成されていることを第7の特徴とする。

20

【0014】

また、本発明は、前記第7の特徴の内視鏡用高周波止血鉗子において、前記複数トラック形状に構成された電気絶縁性コーティング部が円周方向に分断されていることを第8の特徴とする。

【0015】

また、本発明は、前記第1又は第2の特徴の内視鏡用高周波止血鉗子において、前記カップ状鉗子片が、長円状の開口部を有し、前記電気絶縁性コーティング部が前記長円状開口部内の底部を横断する複数の線状に構成されていることを第9の特徴とする。

30

【0016】

また、本発明は、前記第1又は第2の特徴の内視鏡用高周波止血鉗子において、前記カップ状鉗子片が、長円状の開口部を有し、前記非電気絶縁性コーティング部が前記長円状開口部内の底部内に位置する複数の円状に構成されていることを第10の特徴とする。

【0017】

また、本発明は、前記何れかの特徴の内視鏡用高周波止血鉗子において、前記一对のカップ状鉗子片の底部に構成された電気絶縁性コーティング部と非電気絶縁性コーティング部の配置が異なるように構成されていることを第11の特徴とする。

【0018】

更に、本発明は、導電性金属からなり生体組織に高周波電流を通電する高周波電極として機能する一对の棒状の棒状鉗子片を開閉自在に構成した内視鏡用高周波止血鉗子において、

40

前記棒状鉗子片の生体組織に接する接触部に、前記高周波電流を通電しない電気絶縁性コーティング部と、前記高周波電流を通電する非電気絶縁性コーティング部とが、棒状の長さ方向に沿って分断されていることを第12の特徴とする。

【発明の効果】

【0019】

本発明による内視鏡用高周波止血鉗子は、鉗子片の生体組織に接する接触部の底部に、前記高周波電流を通電しない電気絶縁性コーティング部と、前記高周波電流を通電する非電気絶縁性コーティング部とが分断して構成され、生体組織に高周波電流を印可して焼灼

50

・凝固する部分を生体組織表面に分散させ、高周波電極と生体組織が焦げ付きによる密着部分を減少させることによって、高周波電極の鉗子を生体組織に対して開く際の出血を防止することができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明の第1の実施形態による内視鏡用高周波止血鉗子の外観斜視図。

【図2】本発明の第1の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【図3】本発明の第2の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【図4】本発明の第3の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【図5】本発明の第4の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【図6】本発明の第5の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【図7】本発明の第6の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【図8】本発明の第7の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【図9】本発明の第8の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【図10】本発明の第9の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【図11】本発明の第10の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【図12】本発明の第11の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【図13】本発明の第12の実施形態による内視鏡用高周波止血鉗子の外観斜視図。

【図14】本発明の第12の実施形態による内視鏡用高周波止血鉗子の外観斜視図。

【図15】本発明の第13の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【図16】本発明の第14の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【図17】本発明の第15の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【図18】本発明の第16の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【図19】本発明の第17の実施形態によるカップ状鉗子片を説明するための図。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、本発明の複数の実施形態による内視鏡用高周波止血鉗子を図面を参照して説明する。

まず、第1の実施形態による内視鏡用高周波止血鉗子20は、図1に示すように、導電性金属からなり、高周波電極として機能する一对の鉗子カップ（カップ状鉗子片）100と、該鉗子カップ100を開閉する軸となる支軸12と、該支軸12の中間部を支持する支持部を有する支持枠9と、前記支軸12と間隔を空けて配置される連結軸14と、該連結軸14と回転自在に連結される駆動アーム11と、該駆動アーム11が駆動されることによって一对の鉗子カップ100を開閉するためのリンク機構13と、前記支持枠9を保持する可撓性シース2とから構成される。この内視鏡用高周波止血鉗子20は、図示しないが、可撓性シース2の手元側の端部（基端部）に操作部が連結されており、操作部を操作して、可撓性シース2内に通された導電性の操作ワイヤーを長手方向に操作者がスライド動作させることによって、鉗子カップ100を開閉し、且つ通電することによって、操作ワイヤーを経由して鉗子カップ100に高周波電流を通電することができる。

【0022】

本実施形態による鉗子カップ100は、内面に生体組織外周部を挟み込んで収納するために生体組織と接触する接触部を構成する凹状（カップ状）の底部を有し、図1及び図2に示すように、前記底部内面に導電性特性を有する十字形状の非電気絶縁性コーティング部101と、該非電気絶縁性コーティング部101の十字形状を除く十字形状中抜き斜線で示す絶縁性の電気絶縁性コーティング部102と、該鉗子カップ100の開口部縁に設けられた複数の鋸歯状凹凸部15の斜面部に斜線で示す電気絶縁性コーティング部24とが形成され、外周表面側に絶縁性の電気絶縁性コーティング部103他（図中の斜線部分）が施され、前記複数の鋸歯状凹凸部15の頂部は、非電気絶縁性コーティング部16が施されている。前記各電気絶縁性コーティング部は、導電性の鉗子カップ100の全体をフッ素樹脂、セラミック、ポリイミド樹脂等の非伝導性材料によってコーティングし、非

10

20

30

40

50

電気絶縁性コーティング部をレーザービームを用いて蒸散することによって形成することができるが、この形成方法に限られるものではなく、電気絶縁性コーティング部を印刷や他の製法によっても良い。また、鉗子カップ100の底部における非電気絶縁性コーティング部101と電気絶縁性コーティング部102の面積比は、1対4から3対4の範囲が好適である。なお、内視鏡用高周波止血鉗子20は、伝導性のある生体組織を介して高周波電流が通電するため、鋸歯状凹凸部15は、鉗子カップ100を閉じた状態において一方の非電気絶縁性コーティング部16と他方の非電気絶縁性コーティング部16とを対向して配置せずに交互に配置しても良く、これは鉗子カップ底部においても同様である。

【0023】

本実施形態による内視鏡用高周波止血鉗子20の鉗子カップ100は、カップを閉じた状態において、前記電気絶縁性コーティングを施した以外の非電気絶縁性コーティング部（図中の白抜き部分の導通部分）に高周波電流が通電し、該通電部分に接する生体組織表面を焼灼・凝固することによって、生体組織の外周面に鉗子カップ100の非電気絶縁性コーティング部101による十字状の凝固部と複数の鋸歯状凹凸部15の頂部及び底部の接触部による点線状の凝固部を形成しながら徐々に周辺に凝固が広がっていくことになる。

【0024】

従って、本実施形態による内視鏡用高周波止血鉗子20は、挟持した生体組織の外周面全体を焼灼・凝固することなく、非電気絶縁性コーティング部のみに高周波電流を印加することによって、生体組織との接触面積の1/4から3/4の範囲の狭面積に通電するため、狭面積に通電した電流密度の二乗に比例して生体組織の温度が上昇し、短時間に生体組織の外周部を略十字形状の焼結部を形成することができ、いわゆる十字状に焼結して生体組織からの止血を行うことができると共に、鉗子カップ100を開く際の生体組織からの出血を防止することができる。即ち、本実施形態によれば、焼灼・凝固する部分としない部分を組織表面に分散させることによって、高周波電極と生体組織が焦げ付きによる密着部分を減少させ、患部に対する止血と鉗子カップ100を開く際の出血を防止することができる。換言すれば、前述の実施形態によれば、鉗子カップ100の底部に接する生体組織の焼灼・凝固する部分を分断し分散させることによって、高周波電極と生体組織が焦げ付きによる密着部分の剥離力（密着力）を減少させ、せっかく凝固させた粘膜が剥ぎとられてしまうことを防いで、患部に対する止血と鉗子カップ100を開く際の出血を防止することができる。

【0025】

本発明による内視鏡用高周波止血鉗子20の鉗子カップ100の内面である底部に形成する非電気絶縁性コーティング部と電気絶縁性コーティング部の形状は、前述の実施形態の形状に限られるものではなく、他の形状の実施形態を次に説明する。なお、内面である底部の形状以外については、第1の実施形態と同様である。

【0026】

第2の実施形態による鉗子カップ100は、図3に示すように、カップ内面である底部に、斜線で示す略十字形状の高周波電流を通電しない電気絶縁性コーティング部111と、該電気絶縁性コーティング部111の十字形状を除く十字形状中抜きの高周波電流を通電する非電気絶縁性コーティング部112とを施し、第1の実施形態と面積比を逆に構成することによって、生体組織表面の焼灼・凝固部分を増大させることができる。

【0027】

第3の実施形態による鉗子カップ100は、図4に示すように、カップ内面である底部に、斜線で示す格子形状の高周波電流を通電しない電気絶縁性コーティング部113と、該電気絶縁性コーティング部113の格子形状を除く中抜きの高周波電流を通電する非電気絶縁性コーティング部114とを施すことによって、第2の実施形態と比べて生体組織表面の焼灼・凝固部分少なくすることができる。

【0028】

第4の実施形態による鉗子カップ100の内面である底部は、図5に示すように、第3の実施形態（図4）の格子幅を上げた斜線で示す格子形状の電気絶縁性コーティング部1

10

20

30

40

50

15と、該電気絶縁性コーティング部115の格子形状を除く中抜き非絶縁性非電気絶縁性コーティング部116とを施すことによって、第3の実施形態と比べて生体組織表面の焼灼・凝固部分少なくすることができ、また生体組織表面の焼灼・凝固部分を点状に配置させることができる。この電気絶縁性コーティング部と非電気絶縁性コーティング部の形状は、図に示す2色の正方形（または長方形）を接しながら交互に配した市松模様であっても良い。

【0029】

第5の実施形態による鉗子カップ100の内面は、図6に示すように、第3の実施形態（図4）の電気絶縁性コーティング部と非電気絶縁性コーティング部を反転し、カップ底部に白抜き格子形状の非電気絶縁性コーティング部117と、該非電気絶縁性コーティング部117の白抜き格子形状を除く斜線で示す絶縁性の電気絶縁性コーティング部118とを施し、第3の実施形態と面積比を逆に構成することによって、生体組織表面の焼灼・凝固部分を網の目状にすることができる。

10

【0030】

第6の実施形態による鉗子カップ100の内面である底部は、図7に示すように、第4の実施形態（図5）に比べて個々の面積を小さくした点状の非電気絶縁性コーティング部119と、該非電気絶縁性コーティング部119を除く部分を電気絶縁性コーティング部120を施すことによって、微細な点状の焼灼・凝固部分を生体組織表面に分散させることができる。

【0031】

第7の実施形態による鉗子カップ100の内面は、図8に示すように、カップ底部に細線傾斜格子状の電気絶縁性コーティング部121と、該電気絶縁性コーティング部121の細線傾斜格子部分を除く部分の白抜きで示す非電気絶縁性コーティング部122とを施すことによって、生体組織の表面全体の焼灼・凝固部分を多数の菱形形状にすることができる。

20

【0032】

第8の実施形態による鉗子カップ100の内面は、図9に示すように、カップ底部に複数の同心トラック形状の電気絶縁性コーティング部123と、該電気絶縁性コーティング部123の複数の同心トラック部分を除く部分の白抜きで示す非電気絶縁性コーティング部124とを施すことによって、生体組織の表面の焼灼・凝固部分をトラック形状にすることができる。

30

【0033】

第9の実施形態による鉗子カップ100の内面は、図10に示すように、第6の実施形態（図7）に比して電気絶縁性コーティング部を細線格子状にしたものであって、細線格子状の電気絶縁性コーティング部125と、該電気絶縁性コーティング部125を除く微細な長方白抜きで示す非電気絶縁性コーティング部126とを施すことによって、生体組織の全体表面の焼灼・凝固部分を微細な網焼き形状にすることができる。

【0034】

第10の実施形態による鉗子カップ100の内面は、図11に示すように、図11中の横方向に延びる線状の電気絶縁性コーティング部127と、該電気絶縁性コーティング部127を除く白抜きの横方向に延びる長方形形状の非電気絶縁性コーティング部128とを施すことによって、生体組織の全体表面の焼灼・凝固部分を微細な板線形状にすることができる。

40

【0035】

第11の実施形態による鉗子カップ100の内面は、図12に示すように、断続した複数の同心トラック形状の電気絶縁性コーティング部129と、該断続複数同心トラック形状の電気絶縁性コーティング部129を除く白抜き形状の非電気絶縁性コーティング部130とを施すことによって、生体組織の全体表面に断続した複数トラック形状の焼灼・凝固部分を形成することができる。

【0036】

50

また、前記実施形態においては一对の鉗子カップは、それぞれ底部に同一配置の電気絶縁性コーティング部及び非電気絶縁性コーティング部を設ける例を説明したが、本発明による一对の鉗子カップは、電気絶縁性コーティング部及び非電気絶縁性コーティング部（図2から図12）の配置が異なるカップを組み合わせても良い。特に図2に示した鉗子カップと図3に示した鉗子カップを組み合わせて一对の電極を構成することにより、カップ内全体が生体組織表面を2分割に異なる焼灼・凝固部を形成することによって、粘膜との接着力も減少し、カップと粘膜との離脱も容易になり、止血施術終了後に鉗子片を開いた際にも生体組織からの出血を防止することができる。これは、後述する実施形態においても同様である。

【0037】

前述の実施形態においては生体組織の固まりを内部に収納するカップ状の鉗子カップをもつ内視鏡用高周波止血鉗子を説明したが、本発明は、鉗子カップに限られるものではなく、棒状の高周波電極により血管等を挟持して止血を行う内視鏡用高周波止血鉗子にも適用することができる、この第12の実施形態を次に説明する。

【0038】

この第12の実施形態による内視鏡用高周波止血鉗子は、図13及び図14に示すように、導電性金属からなり、高周波電極として機能する一对の棒状鉗子30と、該棒状鉗子30を開閉する軸となる支軸12と、該支軸12の中間部を支持する支持部を有する支持枠体9と、前記支軸12と間隔を空けて配置される連結軸14と、前記支持枠体9を保持する可撓性シース2他とから構成される。この内視鏡用高周波止血鉗子は、前記図1に示した内視鏡用高周波止血鉗子と同様に、可撓性シース2の手元側の端部（基端部）に操作部が連結され、この可撓性シース2内に通された導電性の操作ワイヤーを長手方向に操作者がスライド動作させることにより開閉し、且つ通電することによって、操作ワイヤーを経由して一对の棒状鉗子30間に高周波電流を流すことができる。

【0039】

特に本実施形態による棒状鉗子30は、生体組織と接触する接触部を構成する一对の電極面31に、電気絶縁性コーティング部42と非電気絶縁性コーティング部41とを交互に配し、高周波電流を通電することによって、破線状の焼灼・凝固部分を生体組織表面に分断して形成することができ、棒状鉗子30を開いた際に生体組織からの出血を防止することができる。また、前記棒状鉗子30は、伝導性のある生体組織を介して高周波電流が通電するため、棒状鉗子30を閉じた状態において一方の非電気絶縁性コーティング部41と他方の非電気絶縁性コーティング部41とを対向して配置せずに交互に配置しても良い。

【0040】

さらに、前述の第1～11の実施形態の鉗子カップ100の内面である底部に設ける電気絶縁性コーティング部と非電気絶縁性コーティング部の形状は前述の実施形態にて説明したものに加え、図15に示すように、幅をもつ円状の複数の非電気絶縁性コーティング部131を電気絶縁性コーティング部132に配したものや、図16に示すように、分断した同心長円状に中央から放射状に延びる分断直線からなる非電気絶縁性コーティング部133を電気絶縁性コーティング部134に配したものや、図17に示すように、図中の上下に2分割した同心長円状の非電気絶縁性コーティング部135を電気絶縁性コーティング部136に配したものや、図18に示すように、同心円状の複数の電気絶縁性コーティング部137を非電気絶縁性コーティング部138に配したものや、図19に示すように、白抜きで示す非電気絶縁性コーティング部139に幅広且つ分断した円形状の電気絶縁性コーティング部140を配したものであっても良い。

【0041】

以上述べたように、本発明の各実施形態による内視鏡用高周波止血鉗子は、高周波電極である鉗子に所定の面積比を有する非電気絶縁性コーティング部と電気絶縁性コーティング部を配置し、生体組織に高周波電流を印加して焼灼・凝固する部分と焼灼・凝固しない部分とを組織表面に分散させ、且つ高周波電極と生体組織が焦げ付きによる密着部分を減

10

20

30

40

50

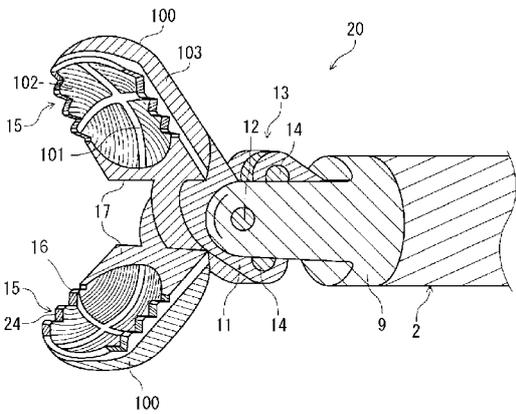
小さくすることによって、高周波電極の鉗子を生体組織から開く際の焦げ付き密着による出血を防止することができる。

【符号の説明】

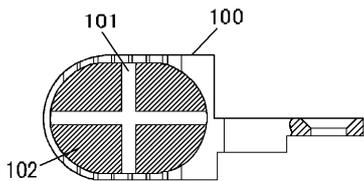
【0042】

- 2 可撓性シース
- 9 支持棒体
- 11 駆動アーム
- 12 支軸
- 13 リンク機構
- 14 連結軸
- 15 鋸歯状凹凸部
- 20 内視鏡用高周波止血鉗子
- 30 棒状鉗子
- 100 鉗子カップ
- 16、101 非電気絶縁性コーティング部
- 24、102、103 電気絶縁性コーティング部

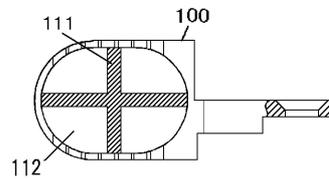
【図1】



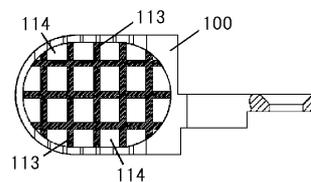
【図2】



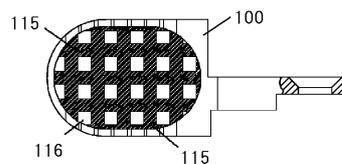
【図3】



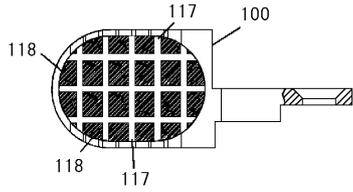
【図4】



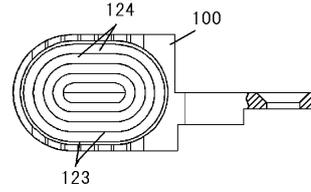
【図5】



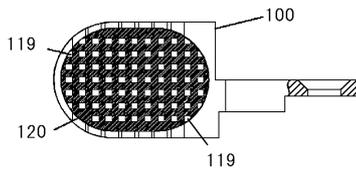
【 図 6 】



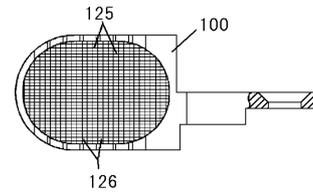
【 図 9 】



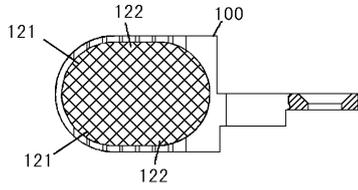
【 図 7 】



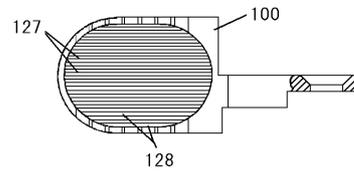
【 図 1 0 】



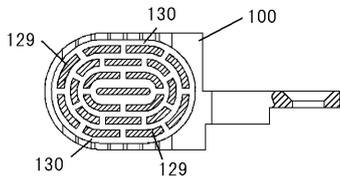
【 図 8 】



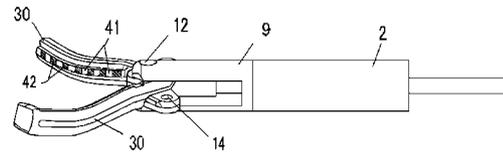
【 図 1 1 】



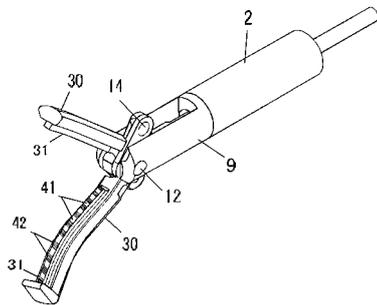
【 図 1 2 】



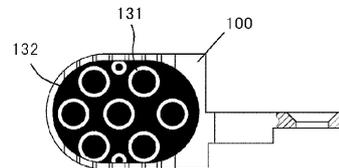
【 図 1 4 】



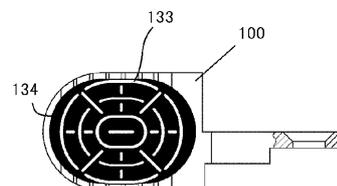
【 図 1 3 】



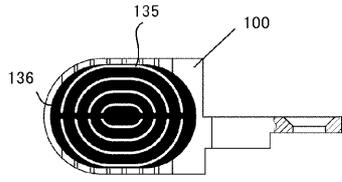
【 図 1 5 】



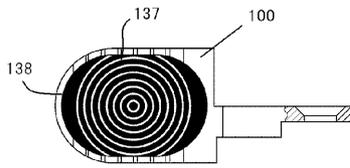
【 図 1 6 】



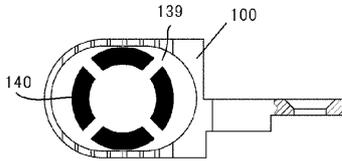
【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



专利名称(译)	内视镜用高周波止血钳子		
公开(公告)号	JP2012019846A	公开(公告)日	2012-02-02
申请号	JP2010158346	申请日	2010-07-13
[标]申请(专利权)人(译)	RIVER SEIKOKK		
申请(专利权)人(译)	有限公司河精工		
[标]发明人	西村幸 百瀬良仁		
发明人	西村 幸 百瀬 良仁		
IPC分类号	A61B18/12		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK36 4C160/KK37 4C160/MM32 4C160/NN09		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供高频止血钳，防止从活组织移除电极时出血。注意：在内窥镜的高频止血钳中包括导电金属，其中一对钳子杯100与底部部件起作用用于使高频电流流到活组织的高频电极可闭合地构造，不流动高频电流的电绝缘涂层部分102和流过高频电流的非电绝缘涂层部分101构造成在接触部分上交叉在钳子杯100中接触活组织，并且电绝缘涂覆部分和非电绝缘涂覆部分之间的面积比设定在1：4至3：4之间。

