

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5380705号
(P5380705)

(45) 発行日 平成26年1月8日(2014.1.8)

(24) 登録日 平成25年10月11日(2013.10.11)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 17/39 3 2 0

請求項の数 9 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2009-116192 (P2009-116192)	(73) 特許権者	597089576 株式会社リバーセイコー 長野県岡谷市川岸上二丁目29番20号
(22) 出願日	平成21年5月13日(2009.5.13)	(73) 特許権者	000000941 株式会社カネカ 大阪府大阪市北区中之島二丁目3番18号
(65) 公開番号	特開2009-297503 (P2009-297503A)	(74) 代理人	100110928 弁理士 速水 進治
(43) 公開日	平成21年12月24日(2009.12.24)	(72) 発明者	西村 誠 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
審査請求日	平成24年3月30日(2012.3.30)	(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
(31) 優先権主張番号	特願2008-153547 (P2008-153547)		
(32) 優先日	平成20年5月15日(2008.5.15)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波止血鉗子

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

導電性金属からなり高周波電極として機能する一対の鉗子片が前方に向かって互いに開閉自在に設けられた内視鏡用高周波止血鉗子において、

前記一対の鉗子片は、それぞれの対向する閉じ方向面の中央部に開口部が形成されて椀状をなし、

前記一対の鉗子片同士の前記閉じ方向面の少なくとも一方の側縁部分には、複数の鋸歯状凹凸が形成されているとともに、

前記鋸歯状凹凸は、底部に電気絶縁性コーティングが施され、頂部は前記電気絶縁性コーティングの非形成面であって導電性を有しており、

前記閉じ方向面の前縁部分には前記鋸歯状凹凸が形成されておらず、前記閉じ方向面の前記前縁部分は、平坦となっているとともに、前記電気絶縁性コーティングの非形成面であって導電性を有しており、

前記一対の鉗子片が互いに閉じた状態では前記一対の鉗子片の前記閉じ方向面の前記前縁部分同士が対向する内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項2】

請求項1に記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記鋸歯状凹凸の前記頂部が平坦面であり、前記鋸歯状凹凸には前記頂部以外の部分に前記電気絶縁性コーティングが施されている内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項3】

請求項 1 または 2 に記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記一对の鉗子片の各々の前記閉じ方向面の側縁部分に前記鋸歯状凹凸が形成されている内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 の何れかに記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記開口部の内面は前記電気絶縁性コーティングの形成面である内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 の何れかに記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記一对の鉗子片の前記閉じ方向面の側縁部分にそれぞれ前記鋸歯状凹凸が形成されているとともに、前記一对の鉗子片が互いに閉じた状態では前記一对の鉗子片の各々の前記鋸歯状凹凸の前記頂部同士が対向する内視鏡用高周波止血鉗子。

10

【請求項 6】

請求項 5 に記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記鋸歯状凹凸の前記頂部同士の間には V 溝状の前記底部が形成されている内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 7】

請求項 1 から 4 の何れかに記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記一对の鉗子片の前記閉じ方向面の側縁部分にそれぞれ前記鋸歯状凹凸が形成されているとともに、前記一对の鉗子片が互いに閉じた状態では前記一对の鉗子片の各々の前記鋸歯状凹凸同士が互い違いに噛み合った状態になる内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 8】

20

請求項 1 から 3 の何れかに記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記開口部の内面は前記電気絶縁性コーティングの非形成面であって導電性を有することを特徴とする内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 9】

請求項 1 から 8 の何れかに記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記一对の鉗子片の前記閉じ方向面の側縁部分にそれぞれ前記鋸歯状凹凸が形成されているとともに、前記一对の鉗子片が、互いに電氣的に導通しているモノポーラ型高周波電極である内視鏡用高周波止血鉗子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、内視鏡用高周波止血鉗子に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡用止血鉗子は、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电して生体組織を焼灼・凝固するものであるが、生体組織に触れる高周波電極の面積が広いと、止血効果が生じる温度まで接触部が加熱されるのに時間がかかる。そのため、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、肝心の止血効果は思うようにあがらない。そこで、高周波電極として機能する導電性金属からなる一对の鉗子カップを前方に向かって開閉自在に設け、各鉗子カップの閉じ方向面の外縁部のみに導電性金属を露出させて、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ある（例えば、特許文献 1）。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開平 11 - 19086 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献 1 に記載されたような、高周波電極として機能する一对の鉗子カップを備えた

50

高周波処置具を用いれば、生体組織に触れる高周波電極の面積を相当に狭くすることができると同時に、挟み付けられた生体組織が一对の鉗子カップの間にしっかりと固定された状態になる。このため、狙った通りの部位を高周波焼灼することができる。しかし、特許文献1に記載された鉗子型高周波処置具においては、生体組織に触れる鉗子カップの閉じ方向面の外縁の全範囲が金属露出面になっている。ここで、生体組織の温度上昇は高周波電流の電流密度の二乗に比例することから、瞬時に止血効果が得られるほどには生体組織の温度が上がらない。これは、特許文献1に記載された高周波処置具が、止血用のものではなく、組織片を生体から切り取る組織採取用のものであることによる。そのため、特許文献1に記載された鉗子型高周波処置具で止血処置を行っても、図11に略示されるように、鉗子カップ100の金属露出部100aが面する生体組織に、依然として深い火傷Yができて無用の組織破壊を生じ、数日後に出血や穿孔等が発生する場合があった。

10

【0005】

本発明はそのような問題を解決するためになされたものであり、生体組織に深い火傷を生じさせることなくスピーディかつ安全に高周波電流による止血処置を行うことができる内視鏡用高周波止血鉗子を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】**【0006】**

本発明は、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片が前方に向かって互いに開閉自在に設けられた内視鏡用高周波止血鉗子において、一对の鉗子片同士の対向する閉じ方向面の少なくとも一方には、複数の鋸歯状凹凸が形成されるとともに、鋸歯状凹凸は、底部に電気絶縁性コーティングが施され、頂部は電気絶縁性コーティングの非形成面であって導電性を有することを特徴とするものである。

20

【0007】

なお、鋸歯状凹凸の頂部が平坦面であり、鋸歯状凹凸には頂部以外の部分に電気絶縁性コーティングが施されていてもよい。

また、閉じ方向面の前縁部分に鋸歯状凹凸が形成されていなくてもよい。そして、閉じ方向面の前縁部分は電気絶縁性コーティングの非形成面であって導電性を有していてもよく、または閉じ方向面の前縁部分に電気絶縁性コーティングが施されていてもよい。

【0008】

また、閉じ方向面の前縁部分に鋸歯状凹凸が形成されていてもよい。

30

また、一对の鉗子片の閉じ方向面にそれぞれ鋸歯状凹凸が形成されるとともに、一对の鉗子片が互いに閉じた状態では一对の鉗子片の各々の鋸歯状凹凸の頂部同士が対向してもよい。または、一对の鉗子片の閉じ方向面にそれぞれ鋸歯状凹凸が形成されるとともに、一对の鉗子片が互いに閉じた状態では一对の鉗子片の各々の鋸歯状凹凸同士が互い違いに噛み合った状態になっていてもよい。

また、一对の鉗子片がそれぞれの閉じ方向面に開口部を有し、開口部の内面は電気絶縁性コーティングの非形成面であって導電性を有していてもよい。

【0009】

また、一对の鉗子片の閉じ方向面にそれぞれ鋸歯状凹凸が形成されるとともに、一对の鉗子片が、互いに電氣的に導通しているモノポーラ型高周波電極であっても、バイポーラ型の場合に劣ることなく安全に止血処置を行うことができる。

40

【発明の効果】**【0010】**

本発明の内視鏡用高周波止血鉗子によれば、鉗子片の閉じ方向面に複数の鋸歯状凹凸を形成し、その鋸歯状凹凸の底部に電気絶縁性コーティングを施して、鋸歯状凹凸の頂部を導電性としたことにより、頂部に接触する生体組織が瞬時に高い温度に焼灼されて、生体組織に深い火傷を生じさせることなくスピーディかつ安全に高周波電流による止血処置を行うことができる。

【図面の簡単な説明】**【0011】**

50

- 【図 1】本発明の第 1 の実施形態の内視鏡用高周波止血鉗子の先端部分の斜視図。
 【図 2】本発明の第 1 の実施形態の内視鏡用高周波止血鉗子の全体構成図。
 【図 3】本発明の第 1 の実施形態の内視鏡用高周波止血鉗子の先端部分の側面断面図。
 【図 4】本発明の第 1 の実施形態の鉗子カップの閉じ方向面の正面図。
 【図 5】本発明の第 1 の実施形態の内視鏡用高周波止血鉗子による止血処置の動作を示す説明図。
 【図 6】本発明の第 2 の実施形態の内視鏡用高周波止血鉗子の先端部分の斜視図。
 【図 7】本発明の第 3 の実施形態の内視鏡用高周波止血鉗子の先端部分の側面断面図。
 【図 8】本発明の第 3 の実施形態の内視鏡用高周波止血鉗子による止血処置の動作を示す説明図。
 【図 9】本発明の第 4 の実施形態の内視鏡用高周波止血鉗子の先端部分の斜視図。
 【図 10】本発明の第 5 の実施形態の内視鏡用高周波止血鉗子の先端部分の斜視図。
 【図 11】従来の高周波処置具による止血処置の動作を示す説明図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を具体的に説明する。

図 1 は本発明の第 1 の実施形態の内視鏡用高周波止血鉗子（止血鉗子 20）の先端部分の斜視図である。

【0013】

はじめに、本実施形態の止血鉗子 20 の概要を説明する。

止血鉗子 20 には、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片（鉗子カップ 1）が前方に向かって互いに開閉自在に設けられている。

一对の鉗子カップ 1 同士に対向する閉じ方向面 17 の少なくとも一方には、複数の鋸歯状凹凸 15 が形成されている。鋸歯状凹凸 15 は、底部 21 に電気絶縁性コーティングが施され、頂部 22 は電気絶縁性コーティングの非形成面であって導電性を有している。

【0014】

つぎに、本実施形態の止血鉗子 20 をより詳細に説明する。

図 2 は本実施形態の止血鉗子 20 の全体構成を示している。高周波電極として機能する一对の鉗子カップ 1 が、可撓性シース 2 の先端に設けられている。可撓性シース 2 の手元側の端部（基端部）に連結された操作部 3 には、可撓性シース 2 内に通された導電性の操作ワイヤー 4 を長手方向にスライド動作させる操作部材であるスライダ 5 が配置されている。また、スライダ 5 に配置された単極のコネクター 6 に高周波電源コード（図示せず）を接続することにより、操作ワイヤー 4 を経由して鉗子カップ 1 に高周波電流を通电することができる。このように、本実施形態の止血鉗子 20 は、いわゆるモノポーラ型の高周波処置具である。

【0015】

図 3 は止血鉗子 20 の先端部分を示している。図 3 に示されるように、可撓性シース 2 は密着巻きコイル 7 に電気絶縁性の可撓性チューブ 8 を被覆して形成されている。可撓性シース 2 の先端に取り付けられた支持棒体 9 は、公知の内視鏡用鉗子の多くがそうであるように、先端側に開口するスリット 10 で分割されている。そして、各鉗子カップ 1 と一体に鉗子カップ 1 から後方に延出形成された駆動アーム 11 がスリット 10 内に緩く配置され、スリット 10 を横断する状態に配置された支軸 12 により各駆動アーム 11 の先端部分付近が各々回動自在に支持されている。その結果、一对の鉗子カップ 1 は支軸 12 を中心に前方に向かって鰐口のように開閉自在である。

【0016】

支持棒体 9 のスリット 10 内には、操作ワイヤー 4 の先端のスライド動作を、支軸 12 を中心とする駆動アーム 11 の回動動作に変換するための公知のリンク機構 13 が配置されている。連結軸 14 は、各駆動アーム 11 とリンク機構 13 とを回動自在に連結している。このような構成により、操作部 3 でスライダ 5 を操作して操作ワイヤー 4 を長手方向にスライドさせると、リンク機構 13 により駆動アーム 11 が支軸 12 を中心に回動し

10

20

30

40

50

、それによって一对の鉗子カップ 1 が支軸 1 2 を中心に前方に向かって開閉動作をする。

【 0 0 1 7 】

鉗子カップ 1 は、対になる他方の鉗子カップ 1 に対向する側に、閉じ方向面 1 7 を有している。そして、一对の鉗子カップ 1 が開閉すると、閉じ方向面 1 7 同士が互いに離間または近接する。

本実施形態の止血鉗子 2 0 において、閉じ方向面 1 7 は前縁部分 1 6、鋸歯状凹凸 1 5 および平坦部 1 7 a (図 1) で構成されている。

なお、図 1 には鉗子カップ 1 が開いた状態が示されており、図 3 には、鉗子カップ 1 が閉じた状態が実線で示されて、開いた状態が二点鎖線で示されている。

【 0 0 1 8 】

本実施形態では鉗子カップ 1 が支軸 1 2 によりヒンジ回転して開閉する態様を例示しているが、本発明はこれに限られない。すなわち、一对の鉗子カップ 1 は、閉じ方向面 1 7 同士を平行に保ちながら互いに離間または近接して開閉してもよい。

【 0 0 1 9 】

高周波電極として機能する一对の鉗子カップ 1 及びそれと一体の駆動アーム 1 1 は導電性金属で形成されている。各鉗子カップ 1 は、閉じ方向面 1 7 にカップの開口部 2 3 が形成されて椀状をなしている。開口部 2 3 (図 1) は、閉じ方向面 1 7 の略中央に形成された凹部である。

図 3 に示されるように、一对の鉗子カップ 1 が完全に閉じた状態のときに、双方の開口部 2 3 同士はピッタリと合わさるようになっている。そして、各鉗子カップ 1 の閉じ方向面 1 7 の外縁部 1 8 のうち側縁部分 1 9 には複数の (例えば 2 ~ 5 個程度の) 鋸歯状凹凸 1 5 が形成されている。

【 0 0 2 0 】

閉じ方向面 1 7 の前縁部分 1 6 には鋸歯状凹凸 1 5 が形成されていない。

図 3 に示されるように、本実施形態の止血鉗子 2 0 では、一对の鉗子カップ (鉗子片) 1 の閉じ方向面 1 7 にそれぞれ鋸歯状凹凸 1 5 が形成されている。そして、一对の鉗子カップ 1 が互いに閉じた状態では、一对の鉗子カップ 1 の各々の鋸歯状凹凸 1 5 の頂部 2 2 同士が対向する。

【 0 0 2 1 】

一对の鉗子カップ 1 が閉じた状態で、一方の鉗子カップ 1 の鋸歯状凹凸 1 5 と他方の鉗子カップ 1 の鋸歯状凹凸 1 5 とは、頂部 2 2 同士が互いに当接してもよく、所定のクリアランスをもって互いに離間していてもよい。

【 0 0 2 2 】

本実施形態の鉗子カップ 1 には、閉じ方向面 1 7 の外縁部 1 8 以外のカップの内外両面の全ての部分に、例えばフッ素樹脂コーティング等のような電気絶縁性コーティングが施されている。各駆動アーム 1 1 には電気絶縁性コーティングが施されていてもいなくてもどちらでもよいが、少なくとも連結軸 1 4 が通されている軸孔の内周面は金属露出面になっていて、操作ワイヤー 4 を経由した高周波電流が連結軸 1 4 を通って鉗子カップ 1 に導かれる。対の駆動アーム 1 1 は、互いに電氣的に導通しているモノポーラ型高周波電極である。

【 0 0 2 3 】

鋸歯状凹凸 1 5 は、複数の突起部が離散的に形成されたものである。突起部の形状は特に限定されないが、本実施形態の鉗子カップ 1 では、鋸歯状凹凸 1 5 の頂部 2 2 は平坦面である。頂部 2 2 同士の間には V 溝状の底部 2 1 が形成されている。頂部 2 2 と底部 2 1 との間の側部 2 4 は傾斜面である。

そして、鋸歯状凹凸 1 5 には、頂部 2 2 以外の部分に電気絶縁性コーティングが施されている。

【 0 0 2 4 】

本実施形態では、一对の鉗子カップ 1 の各鋸歯状凹凸 1 5 部分においては、各凹凸の頂部 2 2 のみに、導電性金属が露出する金属露出面 1 5 a が形成されている。これにより、

10

20

30

40

50

頂部 2 2 は導電性を有している。

また、鋸歯状凹凸 1 5 のうち頂部 2 2 以外の部分である底部 2 1 および側部 2 4 には電気絶縁性コーティングが施されている。

【 0 0 2 5 】

本実施形態の鉗子カップ 1 においては、閉じ方向面 1 7 の前縁部分 1 6 は電気絶縁性コーティングの非形成面であって導電性を有している。

具体的には、前縁部分 1 6 には導電性金属が露出している。図 1 には、そのような鋸歯状凹凸 1 5 の金属露出面 1 5 a と前縁部分 1 6 の金属露出面 1 6 a に斜線を付してある。

なお、金属露出面 1 5 a や金属露出面 1 6 a には、鉗子カップ 1 の素地である導電性金属とは異種の金属をメッキ等により被着して導電性を付与してもよい。

10

【 0 0 2 6 】

本実施形態のようにヒンジ回転により鉗子カップ 1 が開閉する止血鉗子 2 0 で生体組織を挟み込んだ場合、前縁部分 1 6 は生体組織に対して強い押圧力を与える。したがって、本実施形態のように前縁部分 1 6 に鋸歯状凹凸 1 5 を設けずこれを平坦にすることで、生体組織に穿孔が生じることがなく、止血患部を安全に保護することができる。

同様に、鋸歯状凹凸 1 5 の頂部 2 2 を平坦面とすることにより、鉗子カップ 1 で挟み込まれた止血患部に穿孔が生じることが防止している。

【 0 0 2 7 】

図 4 は、鉗子カップ 1 単体を閉じ方向面 1 7 の面直方向から見た状態を示す図である。本実施形態の鉗子カップ 1 では、鋸歯状凹凸 1 5 の頂部 2 2 は鉗子カップ 1 の幅方向（同図の上下方向）に延在する帯状をなし、かつ、隣接する頂部 2 2 同士は互いに平行に形成されている。

20

【 0 0 2 8 】

なお、前縁部分 1 6 の金属露出面の面積が広くなり過ぎると止血効果が低下するので、その場合は閉じ方向面 1 7 の前縁部分 1 6 に電気絶縁性コーティングを施してもよい。電気絶縁性コーティングは、前縁部分 1 6 の全部または一部に施すことができる。金属露出面が適当な面積の場合に好ましい止血効果が得られるため、前縁部分 1 6 の露出面積を適宜調整してもよい。

【 0 0 2 9 】

本実施形態の止血鉗子 2 0 は、一对の鉗子カップ（鉗子片）1 の閉じ方向面 1 7 にそれぞれ鋸歯状凹凸 1 5 が形成されている。一对の鉗子カップ 1 は、互いに電氣的に導通しているモノポーラ型高周波電極である。

30

このように構成された止血鉗子 2 0 において一对の鉗子カップ 1 の間に生体組織を挟み込むと、鉗子カップ 1 の閉じ方向面 1 7 の側縁部分 1 9 に関しては、生体組織に触れる金属露出面 1 5 a が鋸歯状凹凸 1 5 の凹凸の頂部 2 2 だけで極めて面積が小さくなる。

【 0 0 3 0 】

鉗子カップ 1 の鋸歯状凹凸 1 5 と、それに面する生体組織を図 5 に略示する。

同図に示すように、生体組織を挟み込んだ一对の鉗子カップ 1 に高周波電流を通電すると、金属露出面 1 5 a に接触する生体組織の温度が急速に上昇して焼灼・凝固され、速やかに止血効果が発揮される。したがって、生体組織に深い火傷による組織破壊が発生しない。また、生体組織が鋸歯状凹凸 1 5 の凹凸の隙間の部分まで凝固されると、隣り合う凝固範囲が重なり合って止血効果があがり、極めて短時間でしかも低い電流値で止血処置が完了する。

40

【 0 0 3 1 】

図 6 は、本発明の第 2 の実施形態の止血鉗子 2 0 の先端部分を示している。本実施形態においては、一对の鉗子カップ 1 の各々の外縁部 1 8 の側縁部分 1 9 だけでなく、閉じ方向面 1 7 の前縁部分 1 6 にも鋸歯状凹凸 1 5 が形成されている。

各鋸歯状凹凸 1 5 においては各凹凸の頂部 2 2 以外の部分全部に電気絶縁性コーティングが施されて、鋸歯状凹凸 1 5 の頂部 2 2 のみに導電性金属が露出する金属露出面 1 5 a が形成されている。その他の構成は第 1 の実施形態と同じである。このように、鉗子カッ

50

プ1の閉じ方向面17の側縁部分19と前縁部分16にわたって鋸歯状凹凸15が形成されてその頂部22のみが金属露出面15aになっていると、止血をより速やかに行うことができる。

【0032】

図7は、本発明の第3の実施形態の止血鉗子20の先端部分を示している。本実施形態においては、一对の鉗子カップ(鉗子片)1の閉じ方向面17にそれぞれ鋸歯状凹凸15が形成されており、一对の鉗子カップ1が互いに閉じた状態では一对の鉗子カップ1の各々の鋸歯状凹凸15同士が互い違いに噛み合った状態になる。

この一对の鉗子カップ1の閉じ方向面17の前縁部分16には第1の実施形態と同様に鋸歯状凹凸15が形成されていない。また、前縁部分16には電気絶縁性コーティングが施されている。したがって、鉗子カップ1の導電性金属が露出しているのは、側縁部分19に形成されている鋸歯状凹凸15の凹凸の頂部22のみである。その他の構成は第1の実施形態と同じである。

【0033】

このように構成された第3の実施形態において、一对の鉗子カップ1の間に生体組織を挟み込んで高周波電流を通電すると、図8に略示されるように、第1の実施形態よりさらに短時間に低出力で止血を完了することができる。金属露出面15aが鋸歯状凹凸15の凹凸の頂部22にしか形成されていなくてその面積が極めて小さいだけでなく、一对の鉗子カップ1の金属露出面15aが交互に配置されて金属露出面15a間のピッチが狭まった状態になるためである。また、前縁部分16に電気絶縁性コーティングが施されていると、その部分は焼灼・凝固されないので、生体組織の筋層を焼いて穿孔させてしまうおそれがない。なお、第3の実施形態の変形例として、第2の実施形態と同様に、一对の鉗子カップ1の各々の前縁部分16にも鋸歯状凹凸15を形成して、その凹凸の頂部22に金属露出面15aを形成してもよい(図6を参照)。

【0034】

図9は、本発明の第4の実施形態の止血鉗子20を示している。本実施形態では、第1から第3の実施形態における中空の鉗子カップ1に代えて、ブロック状に形成された一对の鉗子片(高周波電極)25が設けられている。本実施形態の頂部22は、鉗子片25の幅方向の一端から他端まで一続きに延在する帯状をなしている。

【0035】

鉗子片25には、閉じ方向面17に鋸歯状凹凸15が形成されて、鋸歯状凹凸15の凹凸の頂部22だけが金属露出面15aになっている。このような構成を採った場合も、微弱で範囲の広い出血箇所の止血処置等に対して、生体組織に深い火傷を発生させることなく止血効果をあげることができる。

【0036】

図10は、本発明の第5の実施形態の止血鉗子20の先端部分の斜視図である。

本実施形態の止血鉗子20は、第1の実施形態と同様に、一对の鉗子カップ(鉗子片)1がそれぞれの閉じ方向面17に開口部23を有している。そして、開口部23の内面が電気絶縁性コーティングの非形成面であって導電性を有する点で第1の実施形態と相違する。

【0037】

本実施形態によれば、鋸歯状凹凸15の頂部22(金属露出面15a)と、前縁部分16の金属露出面16aと、開口部23の内面において、鉗子カップ1の素地である導電性金属が露出している。これにより、生体組織のうち、開口部23の内面との接触領域に対しても高周波電流を通電することができる。このため、本実施形態によれば、鋸歯状凹凸15における生体組織への通電面積を頂部22のみに低減しつつ、あわせて生体組織の全体に対して通電することができる。よって、生体組織に深い火傷を生じることなく高い止血効果を得ることができる。

【0038】

なお、本実施形態の止血鉗子20では、開口部23の内面の全面を導電性金属の露出面

10

20

30

40

50

としている。ただし、開口部 2 3 の内面の一部領域のみを露出面として、生体組織に対する止血力を所望に調整してもよい。

【 0 0 3 9 】

なお、本発明の各実施形態においては、一对の鉗子カップ 1 が電氣的に導通したモノポーラ型の場合を説明したが、一对の鉗子カップ 1 の間が電氣的に絶縁されて高周波電源の正極と負極が別々に接続されるようにしたバイポーラ型の高周波止血鉗子に本発明を適用しても差し支えない。

以下、参考形態の例を付記する。

1 .

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片が前方に向かって互いに開閉自在に設けられた内視鏡用高周波止血鉗子において、

10

前記一对の鉗子片同士の対向する閉じ方向面の少なくとも一方には、複数の鋸歯状凹凸が形成されているとともに、

前記鋸歯状凹凸は、底部に電気絶縁性コーティングが施され、頂部は前記電気絶縁性コーティングの非形成面であって導電性を有することを特徴とする内視鏡用高周波止血鉗子

。

2 .

1 . に記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記鋸歯状凹凸の前記頂部が平坦面であり、前記鋸歯状凹凸には前記頂部以外の部分に前記電気絶縁性コーティングが施されている内視鏡用高周波止血鉗子。

20

3 .

1 . または 2 . に記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記閉じ方向面の前縁部分に前記鋸歯状凹凸が形成されていない内視鏡用高周波止血鉗子。

4 .

3 . に記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記閉じ方向面の前記前縁部分は前記電気絶縁性コーティングの非形成面であって導電性を有している内視鏡用高周波止血鉗子。

5 .

3 . に記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記閉じ方向面の前記前縁部分に前記電気絶縁性コーティングが施されている内視鏡用高周波止血鉗子。

30

6 .

1 . または 2 . に記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記閉じ方向面の前縁部分に前記鋸歯状凹凸が形成されている内視鏡用高周波止血鉗子。

7 .

1 . から 6 . の何れかに記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記一对の鉗子片の前記閉じ方向面にそれぞれ前記鋸歯状凹凸が形成されているとともに、前記一对の鉗子片が互いに閉じた状態では前記一对の鉗子片の各々の前記鋸歯状凹凸の前記頂部同士が対向する内視鏡用高周波止血鉗子。

8 .

1 . から 6 . の何れかに記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記一对の鉗子片の前記閉じ方向面にそれぞれ前記鋸歯状凹凸が形成されているとともに、前記一对の鉗子片が互いに閉じた状態では前記一对の鉗子片の各々の前記鋸歯状凹凸同士が互い違いに噛み合った状態になる内視鏡用高周波止血鉗子。

40

9 .

1 . から 8 . の何れかに記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記一对の鉗子片がそれぞれの前記閉じ方向面に開口部を有し、前記開口部の内面は前記電気絶縁性コーティングの非形成面であって導電性を有することを特徴とする内視鏡用高周波止血鉗子。

1 0 .

1 . から 9 . の何れかに記載された内視鏡用高周波止血鉗子において、前記一对の鉗子片の前記閉じ方向面にそれぞれ前記鋸歯状凹凸が形成されているとともに、前記一对の鉗

50

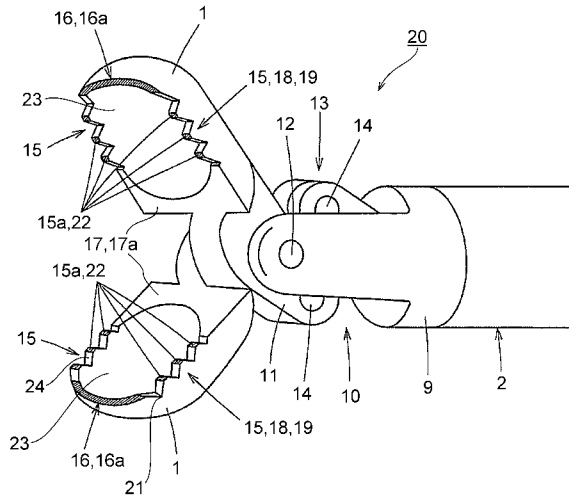
子片が、互いに電氣的に導通しているモノポーラ型高周波電極である内視鏡用高周波止血鉗子。

【符号の説明】

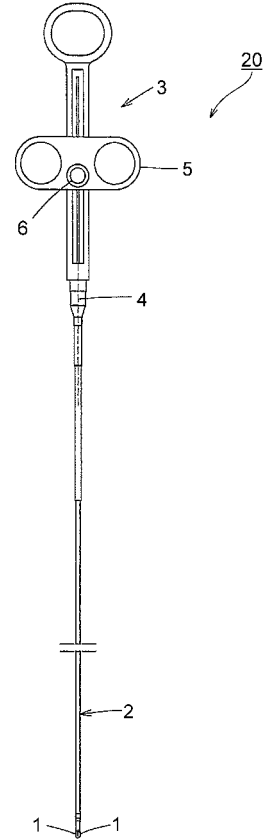
【 0 0 4 0 】

	1	鉗子カップ	
	2	可撓性シース	
	3	操作部	
	4	操作ワイヤー	
	5	スライダー	
	6	コネクター	10
	7	コイル	
	8	可撓性チューブ	
	9	支持枠体	
	10	スリット	
	11	駆動アーム	
	12	支軸	
	13	リンク機構	
	14	連結軸	
	15	鋸齒状凹凸	
	16	前縁部分	20
15 a、	16 a	金属露出面	
	17	閉じ方向面	
	17 a	平坦部	
	18	外縁部	
	19	側縁部分	
	20	止血鉗子	
	21	底部	
	22	頂部	
	23	開口部	
	24	側部	30
	25	鉗子片（高周波電極）	

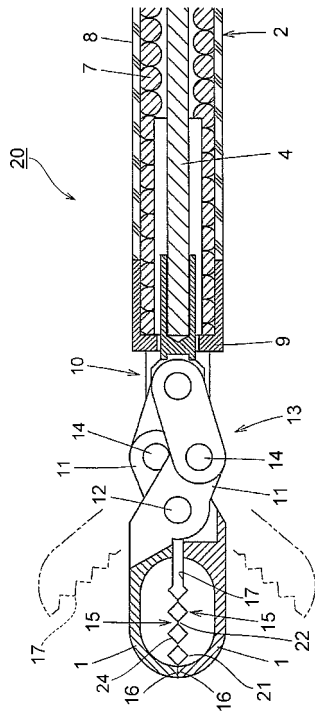
【図1】



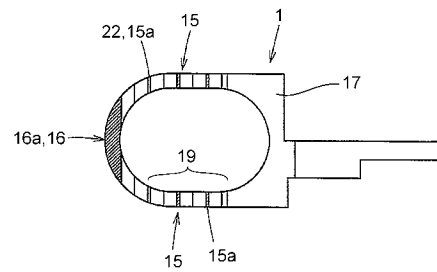
【図2】



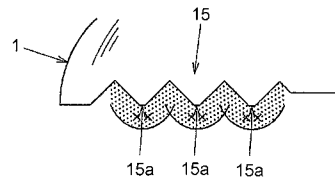
【図3】



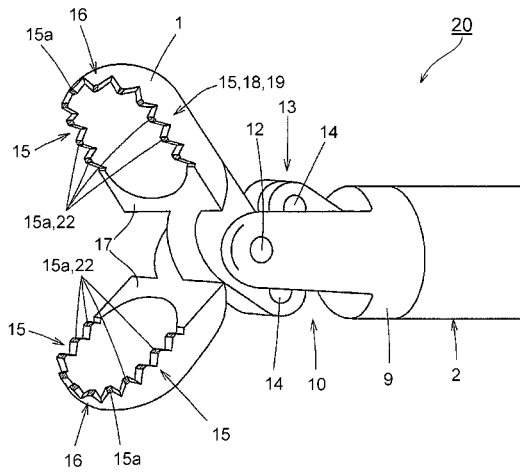
【図4】



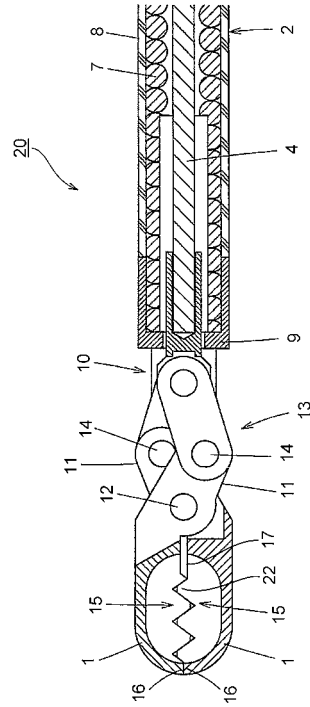
【図5】



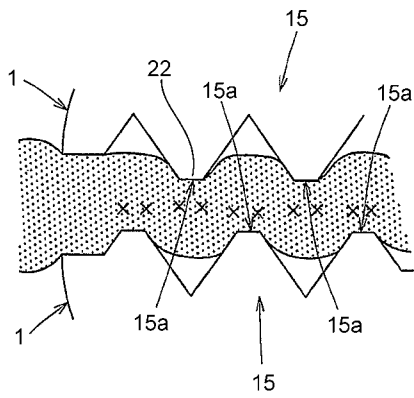
【図6】



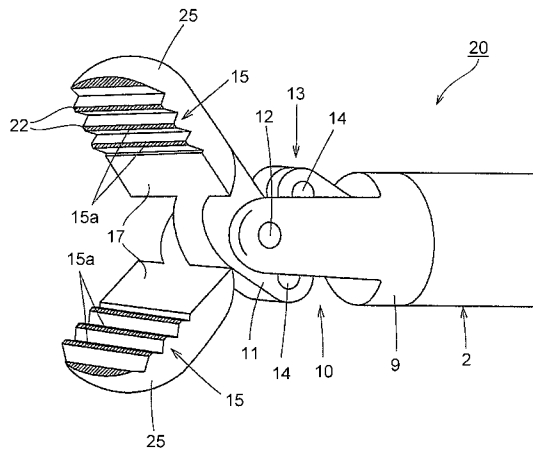
【図7】



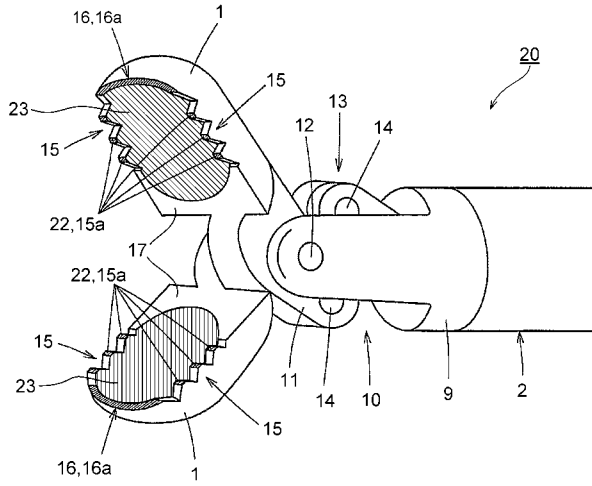
【図8】



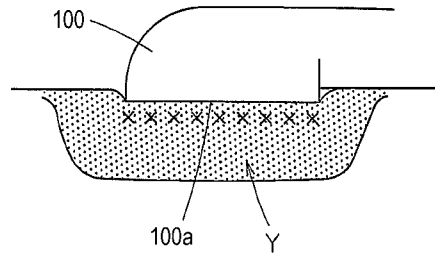
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

審査官 武山 敦史

- (56)参考文献 特開2002-078717(JP,A)
特開2008-000582(JP,A)
特開2000-102545(JP,A)
特開2004-229976(JP,A)
特開2009-006128(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/12

专利名称(译)	内视镜用高周波止血钳子		
公开(公告)号	JP5380705B2	公开(公告)日	2014-01-08
申请号	JP2009116192	申请日	2009-05-13
[标]申请(专利权)人(译)	RIVER SEIKOKK		
申请(专利权)人(译)	有限公司河精工		
当前申请(专利权)人(译)	有限公司精工河 Kaneka公司		
[标]发明人	西村誠 西村幸		
发明人	西村 誠 西村 幸		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B2018/00083 A61B2018/00589 A61B2018/00595 A61B17/29 A61B18/1442		
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		
代理人(译)	速水SusumuOsamu		
优先权	2008153547 2008-05-15 JP		
其他公开文献	JP2009297503A		
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，通过使用高频电流快速安全地进行止血治疗，而不会严重烧伤生物组织。
 ŽSOLUTION：止血钳20包括一对钳子片（钳子帽1），它们由导电金属制成，用作高频电极，并且布置成可以向前自由打开。多个锯齿状突起/凹陷15形成在一对钳子帽1的相对的关闭方向表面17中的至少一个中，其中底部部分21是电绝缘涂层的并且顶部部分22没有涂覆导电。
 Ž

