

(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2005-261514

(P2005-261514A)

(43) 公開日 平成17年9月29日(2005.9.29)

(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 4 O L (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願2004-75454 (P2004-75454)

(22) 出願日 平成16年3月17日 (2004.3.17)

(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 ペ

ンタックス株式会社内

Fターム(参考) 4C060 KK04 KK06 KK15

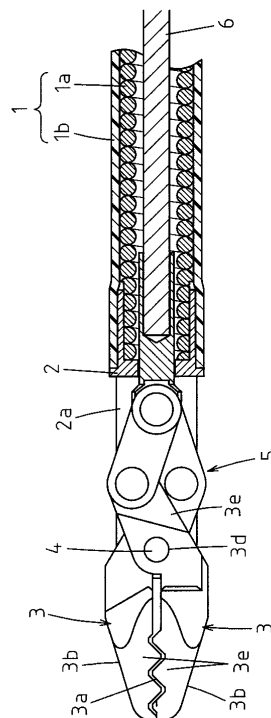
(54) 【発明の名称】 内視鏡用嘴状高周波止血鉗子

(57) 【要約】

【課題】高い止血効果が得られ、しかも内視鏡の観察視野を遮らずに高い安全性の下で 사용할 ことができる内視鏡用嘴状高周波止血鉗子を提供すること。

【解決手段】嘴状に閉閉する一対の嘴状電極3を先端に有する内視鏡用嘴状高周波止血鉗子において、一対の嘴状電極3を各々、あい対向する面全体が噛み合わせ面3aになる非カップ状に形成する。なお、各嘴状電極3の背部3bを先側へ漸次窄まったテーパ状に形成し、各嘴状電極3の側面部分3cも先側へ漸次窄まったテーパ状に形成してもよい。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

嘴状に開閉する一対の嘴状電極を先端に有する内視鏡用嘴状高周波止血鉗子において、
上記一対の嘴状電極を各々、あい対向する面全体が噛み合わせ面になる非カップ状に形成したことを特徴とする内視鏡用嘴状高周波止血鉗子。

【請求項 2】

上記一対の嘴状電極の噛み合わせ面が、側方から見て山と谷が噛み合う波形に形成されている請求項 1 記載の内視鏡用嘴状高周波止血鉗子。

【請求項 3】

上記各嘴状電極の背部が先側へ漸次窄まったテーパ状に形成されている請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用嘴状高周波止血鉗子。 10

【請求項 4】

上記各嘴状電極の側面部分も先側へ漸次窄まったテーパ状に形成されている請求項 3 記載の内視鏡用嘴状高周波止血鉗子。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は内視鏡用嘴状高周波止血鉗子に関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡用嘴状高周波止血鉗子は一般に、嘴状に開閉する一対の嘴状電極を先端に有しており、そのような嘴状電極は各々、断面形状が円形のステンレス棒材を切削して鉗子カップ状に形成されている（例えば、特許文献 1）。

【特許文献 1】特開平 10 - 155798

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0003】**

しかし、上述のような従来の内視鏡用嘴状高周波止血鉗子は、各嘴状電極が鉗子カップ状に形成されていることにより、粘膜組織に接触する鉗子カップの縁部分において高周波電流の電流密度が非常に大きくなるため、切開効果が生じて止血効果が低くなってしまう場合がある。 30

【0004】

また、嘴状電極の外表面が鉗子カップ状にこんもりとした形状なので、内視鏡観察画面中においては、図 6 に示されるように、嘴状電極 30 によって観察視野が大きく遮られてしまう欠点がある。

【0005】

そこで本発明は、高い止血効果が得られ、しかも内視鏡の観察視野を遮らずに高い安全性の下で使用する事ができる内視鏡用嘴状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】**

上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用嘴状高周波止血鉗子は、嘴状に開閉する一対の嘴状電極を先端に有する内視鏡用嘴状高周波止血鉗子において、一対の嘴状電極を各々、あい対向する面全体が噛み合わせ面になる非カップ状に形成したものであり、その場合に、一対の嘴状電極の噛み合わせ面が、側方から見て山と谷が噛み合う波形に形成されていてもよい。

【0007】

なお、各嘴状電極の背部が先側へ漸次窄まったテーパ状に形成されているとよく、各嘴状電極の側面部分も先側へ漸次窄まったテーパ状に形成されていてもよい。

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、一对の嘴状電極を各々、あい対向する面全体が噛み合わせ面になる非カップ状に形成したことにより、粘膜組織等を挟み込んで高周波電流を通電した時に高周波電流の電流密度が大きくなるので、切開効果が発生せず優れた止血効果を得ることができ、各嘴状電極の背部を先側へ漸次窄まったテーパ状に形成することにより、内視鏡の観察視野を遮らずに高い安全性の下で使用することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 9 】

嘴状に開閉する一对の嘴状電極を先端に有する内視鏡用嘴状高周波止血鉗子において、一对の嘴状電極を各々、あい対向する面全体が噛み合わせ面になる非カップ状に形成すると共に、各嘴状電極の背部を、先側へ漸次窄まったテーパ状に形成する。 10

【 実施例 】

【 0 0 1 0 】

図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図 1 は内視鏡用嘴状高周波止血鉗子の先端付近を示しており、図示されていない内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される可撓性シース 1 は、ステンレス鋼線製の密着巻きコイルパイプ 1 a の外周に電気絶縁性チューブ 1 b を被覆して形成されている。

【 0 0 1 1 】

可撓性シース 1 の先端に連結された先端本体 2 の最先端部には、一对の嘴状電極 3 が支軸 4 を中心に開閉するように軸支されて、嘴状電極 3 を嘴状に開閉駆動するためのリンク機構 5 が、先端本体 2 に形成されたスリット 2 a 内に配置されている。 20

【 0 0 1 2 】

リンク機構 5 の後端部分には、可撓性シース 1 内に軸線方向に進退自在に挿通配置されたステンレス鋼線製の操作ワイヤ 6 の先端が連結されていて、可撓性シース 1 の基端に連結されている操作部（図示せず）で操作ワイヤ 6 を進退操作することにより嘴状電極 3 を嘴状に開閉させることができ、また、操作ワイヤ 6 を経由して操作部側から嘴状電極 3 に高周波電流を通電することができる。

【 0 0 1 3 】

一对の嘴状電極 3 は、その単体の斜視図、側面図及び平面図である図 2、図 3 及び図 4 にも示されるように、嘴状に閉じた際にあい対向する面全体が噛み合わせ面 3 a になる非カップ状に形成されている。 30

【 0 0 1 4 】

その結果、一对の嘴状電極 3 で粘膜組織等を挟み込んで高周波電流を通電した時に、高周波電流の電流密度が大きくなるので、切開効果が発生せず優れた止血効果を得ることができる。

【 0 0 1 5 】

この実施例の噛み合わせ面 3 a は側方から見て 90°程度の角度の角波形状に形成されていて、その角波形の先端どうしがぶつかり合うのではなく、一对の嘴状電極 3 において山と谷が噛み合うように形成してある。

【 0 0 1 6 】

それによって、一对の嘴状電極 3 の双方の噛み合わせ面 3 a の間が広い面積においてほぼ均一な隙間になり、そのような一对の嘴状電極 3 の間に粘膜組織を挟み込むと、角波形状の噛み合わせ面 3 a がほぼ全面で粘膜組織に接触する。 40

【 0 0 1 7 】

その結果、噛み合わせ面 3 a が平面である場合より高周波電流の電流密度が小さくなって、より優れた止血効果が得られる。なお、角波形の角度は 90°以外であってもよく、或いはサインカーブ等のような曲線的な波形により山と谷が噛み合うように構成しても差し支えない。

【 0 0 1 8 】

また、各嘴状電極 3 の背部 3 b は、先側へ漸次窄まったテーパ状に形成されている。そ 50

の結果、内視鏡観察画面中においては、図 5 に示されるように、嘴状電極 3 によって観察視野が大きく遮られず、良好な視界が得られるので、高い安全性の下で止血処置を行うことができる。なお、図 5 には、比較のために従来の嘴状電極 30 を二点鎖線で示してある。

【0019】

また、この実施例においては、各嘴状電極 3 の側面部分 3c も、先側へ漸次窄まったテーパー状に形成されている。その結果、背部 3b の形状とも合わせて嘴状電極 3 の外表面における接触面積が小さくなり、粘膜組織に対する熱的悪影響を小さくすることができる。

【0020】

嘴状電極 3 の支軸 4 と係合する軸孔 3d より後方部分には、リンク機構 5 の一部を構成するアーム部 3e が延出形成されている。ただし、この部分の形状等はどのようにしても差し支えない。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図 1】本発明の実施例の内視鏡用嘴状高周波止血鉗子の先端付近の側面断面図である。

【図 2】本発明の実施例の嘴状電極の単体の斜視図である。

【図 3】本発明の実施例の嘴状電極の単体の側面図である。

【図 4】本発明の実施例の嘴状電極の単体の平面図である。

【図 5】本発明の実施例の内視鏡用嘴状高周波止血鉗子の内視鏡観察画像を示す略示図である。

【図 6】従来の内視鏡用嘴状高周波止血鉗子の内視鏡観察画像を示す略示図である。

【符号の説明】

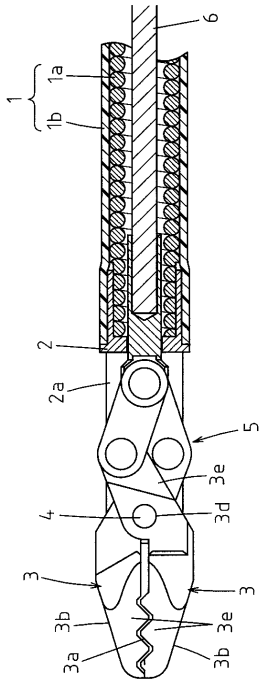
【0022】

- 1 可撓性シース
- 3 嘴状電極
- 3a 噛み合わせ面
- 3b 背部
- 3c 側面部分

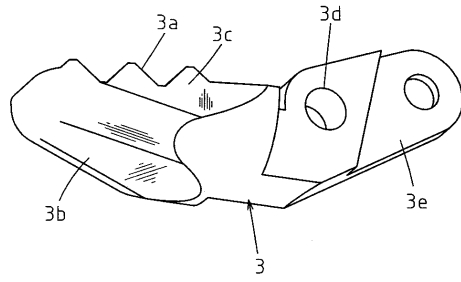
10

20

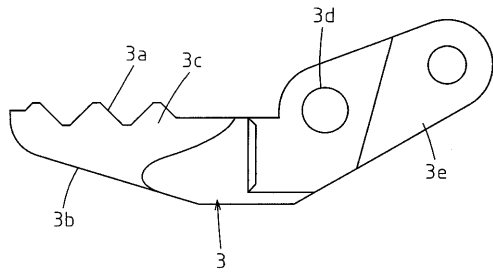
【図 1】



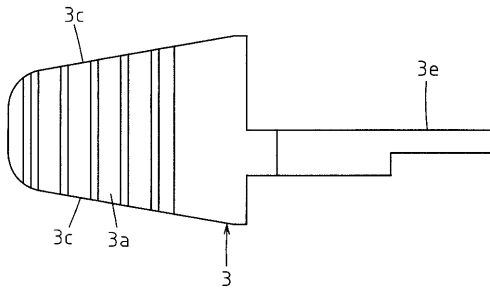
【図 2】



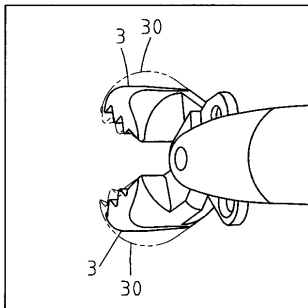
【図 3】



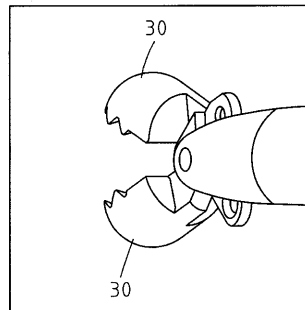
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	内视镜用嘴状高周波止血钳子		
公开(公告)号	JP2005261514A	公开(公告)日	2005-09-29
申请号	JP2004075454	申请日	2004-03-17
[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 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK15 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK12 4C160/KK15 4C160/KK36 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN09		
代理人(译)	三井和彦		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于内窥镜的喙形高频止血钳，其具有高止血效果并且可以在不妨碍内窥镜观察视野的情况下以高安全性使用。 解决方案：在具有一对像喙一样打开和关闭的一对喙形电极3的内窥镜喙形高频止血钳中，一对喙形电极3分别彼此接触，并且彼此面对的整个表面都是配合面3a。形成为非杯状。每个喙形电极3的后部3b可以形成为朝向前侧逐渐变窄的锥形，并且每个喙形电极3的侧面部分3c可以形成为朝前侧逐渐变窄的锥形。[选型图]图1

