

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) **公 開 特 許 公 報** (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003－310635

(P2003－310635A)

(43)公開日 平成15年11月5日(2003.11.5)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)	
A 6 1 B 18/12		A 6 1 B 17/28	310	4 C 0 6 0
17/28	310	17/39	320	

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 4 数)

(21)出願番号 特願2002－121651(P2002－121651)

(22)出願日 平成14年4月24日(2002.4.24)

(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

(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

(74)代理人 100091317

弁理士 三井 和彦

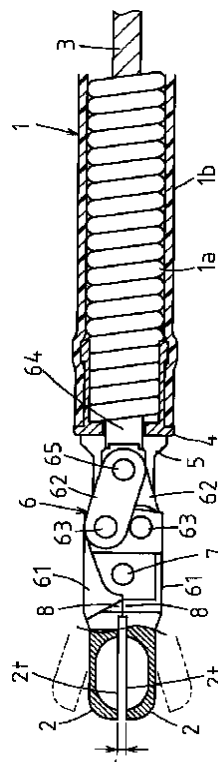
Fターム (参考) 4C060 GG06 KK04 KK09 KK15 KK25

(54)【発明の名称】 内視鏡用高周波止血鉗子

(57)【要約】

【課題】止血対象の血管等を必要以上に圧迫せず、高周波電流通電による組織の焼け付きとそれによる再出血等が発生し難い内視鏡用高周波止血鉗子を提供すること。

【解決手段】内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱されるシース1の先端に、高周波電源20に接続されて手元側からの遠隔操作により嘴状に開閉する一对の導電性の鉗子片2が配置された内視鏡用高周波止血鉗子において、一对の鉗子片2が閉じた状態において一对の鉗子片2の対向面2tどうしが当接しないように、一对の鉗子片2の対向面2tの間に隙間tを形成するためのストッパ8を設けた。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱されるシースの先端に、高周波電源に接続されて手元側からの遠隔操作により嘴状に開閉する一対の導電性の鉗子片が配置された内視鏡用高周波止血鉗子において、上記一対の鉗子片が閉じた状態において上記一対の鉗子片の対向面どうしが当接しないように、上記一対の鉗子片の対向面の間に隙間を形成するためのストッパを設けたことを特徴とする内視鏡用高周波止血鉗子。

【請求項 2】上記ストッパにより、上記一対の鉗子片が閉じた状態における上記一対の鉗子片の対向面どうしの間に少なくとも 0.2 mm の隙間が確保される請求項 1 記載の内視鏡用高周波止血鉗子。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、体内の血管に対する止血処置等を行うために内視鏡の処置具挿通チャンネルに通して使用される内視鏡用高周波止血鉗子に関する。

【0002】

【従来の技術】内視鏡用高周波止血鉗子は一般に、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱されるシースの先端に、高周波電源に接続されて手元側からの遠隔操作により嘴状に開閉する一対の導電性の鉗子片が配置された構成になっている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】上述のような内視鏡用高周波止血鉗子は、一対の鉗子片の間に止血対象の血管を挟み、操作部からの遠隔操作によって鉗子片に閉じ力を加えながら高周波電流を通電することにより、血管を焼灼凝固して止血を行うようになっている。

【0004】しかし、そのような操作の際に、操作部における鉗子片の閉じ操作に余分に力が入ると、一対の鉗子片により挟まれている血管組織が必要以上に強く圧迫される場合がある。

【0005】すると、鉗子片によって強く圧迫された血管組織が電流の集中により一瞬のうちに高温になって鉗子片に対して焼き付いた状態になり、鉗子片を開いてそのくっつきを剥がそうとするとその部分から再出血してしまう場合がある。

【0006】そこで本発明は、止血対象の血管等を必要以上に圧迫せず、高周波電流通電による組織の焼け付きとそれによる再出血等が発生し難い内視鏡用高周波止血鉗子を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用高周波止血鉗子は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱されるシースの先端に、高周波電源に接続されて手元側からの遠隔操作により嘴状に開閉する一対の導電性の鉗子片が配置された内視鏡用高周

波止血鉗子において、一対の鉗子片が閉じた状態において一対の鉗子片の対向面どうしが当接しないように、一対の鉗子片の対向面の間に隙間を形成するためのストッパを設けたものである。

【0008】なお、ストッパにより、一対の鉗子片が閉じた状態における一対の鉗子片の対向面どうしの間に少なくとも 0.2 mm の隙間が確保されるようにするとよい。

【0009】

【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 5 は、内視鏡用高周波止血鉗子と高周波電源を示しており、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 の先端に、導電性部材からなる一対の鉗子片 2 が配置されている。

【0010】可撓性シース 1 内には導電性の操作ワイヤ 3 が軸線方向に進退自在に全長にわたって挿通配置されていて、操作部 10 のスライド操作部材 11 をスライド操作すると、その進退動作が操作ワイヤ 3 を介して可撓性シース 1 の先端側に伝達されて一対の鉗子片 2 が嘴状に開閉する。

【0011】一対の鉗子片 2 は、操作ワイヤ 3 を介して高周波電源 20 の一方の電極に接続されており、高周波電源 20 の他方の電極には、人体の表面に広い面積で接触させる対極板 30 が接続されている。

【0012】図 1 と図 2 は、内視鏡用高周波止血鉗子の先端部分の側面部分断面図と平面断面図であり、可撓性シース 1 は、ステンレス鋼線を密着巻きして形成されたコイルパイプ 1a の外面を電気絶縁性の可撓管チューブ 1b で被覆して形成されている。

【0013】可撓性シース 1 の先端にはステンレス鋼製の支持本体 4 が取り付けられていて、支持本体 4 を二つに分割するように形成されたスリット 5 内に、一対の鉗子片 2 を開閉駆動するためのパンタグラフ状のリンク機構 6 が配置されている。

【0014】リンク機構 6 は全てが導電性金属によって形成されており、各鉗子片 2 から一体に後方に延出形成された駆動腕 61 と二つのリンク材 62 とが各々中間連結ピン 63 によって回動自在に連結され、操作ワイヤ 3 の先端に固着されたワイヤつなぎ 64 と二つのリンク材 62 とが後端連結ピン 65 によって回動自在に連結された構成になっている。

【0015】リンク機構 6 は、各鉗子片 2 と一体の駆動腕 61 を回転自在に軸支する支軸 7 によって支持本体 4 の先端近傍に支持されており、操作ワイヤ 3 が操作部 10 において軸線方向に進退操作されることによってリンク機構 6 が動作し、一対の鉗子片 2 が嘴状に開閉動作をする。

【0016】図 1 には、一対の鉗子片 2 が閉じた状態が実線で図示され、開いた状態が二点鎖線で図示されており、操作ワイヤ 3 が操作部 10 側から最大限に引っ張り

れて一对の鉗子片 2 が閉じた状態でも、一对の鉗子片 2 の対向面 2 t どうしの間に少なくとも 0.2 mm（最大でも 0.5 mm 程度まで）の隙間 t が形成されるようになっている。

【0017】そのようにするために、図 3 に鉗子片 2 及びそれと一体の駆動腕 6 1 が図示されるように、支軸 7 が通される軸支孔 2 a と鉗子片 2 との間に、対向面 2 t より高く突出するストッパ 8 が形成されている。2 b は、中間連結ピン 6 3 が通される孔である。

【0018】その結果、一对の鉗子片 2 が閉じた状態で 10 は双方のストッパ 8 どうしが当接することにより、一对の鉗子片 2 の対向面 2 t どうしの間に 0.2 mm 以上の隙間が確保される。

【0019】このように構成された内視鏡用高周波止血鉗子は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに通されて、図 4 に示されるように一对の鉗子片 2 の間に止血対象の血管 100 を挟み、操作部 10 からの遠隔操作によって一对の鉗子片 2 に対して閉じ力を加えながら高周波電流を通电することにより、血管 100 を焼灼凝固して止血を行うことができる。

【0020】そして、そのような操作の際に、一对の鉗子片 2 の閉じ操作に余分に力が入っても、一对の鉗子片 2 の対向面 2 t どうしの間には設定されている隙間 t が常に確保されるので、血管 100 が鉗子片 2 に対して焼き付いた状態になり難く、再出血等を発生させることなく安全確実かつ容易に血管等の止血を行うことができる。

【0021】なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、例えばストッパ 8 の形状や位置等は多様な実施態様をとることができる。また、上記実施例は一電 30 極式のいわゆるモノポーラタイプであるが、一对の鉗子片 2 を正電極と負電極に構成したいわゆるバイポーラタ*

*タイプの内視鏡用高周波止血鉗子に本発明を採用してもよい。

【0022】

【発明の効果】本発明によれば、一对の鉗子片が閉じた状態において一对の鉗子片の対向面どうしが当接しないように、一对の鉗子片の対向面の間に隙間を形成するためのストッパを設けたことにより、常に止血対象の血管等を必要以上に圧迫することなく、高周波電流通電による組織の焼け付きとそれによる再出血等を発生させずに安全確実かつ容易に血管等の止血を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施例の内視鏡用高周波止血鉗子の先端部分の側面部分断面図である。

【図 2】本発明の実施例の内視鏡用高周波止血鉗子の先端部分の平面断面図である。

【図 3】本発明の実施例の鉗子片の単体の側面部分断面図である。

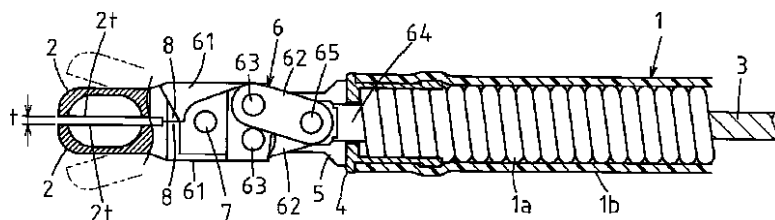
【図 4】本発明の実施例の内視鏡用高周波止血鉗子の使用状態における先端部分の側面部分断面図である。

20 【図 5】本発明の実施例の内視鏡用高周波止血鉗子の全体構成を示す側面図である。

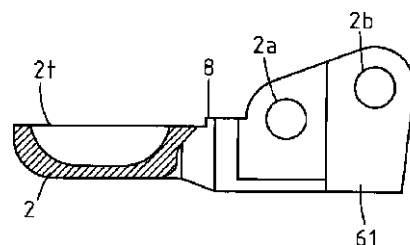
【符号の説明】

- 1 可撓性シース
- 2 鉗子片
- 3 操作ワイヤ
- 6 リンク機構
- 7 支軸
- 8 ストッパ
- 10 操作部
- 20 高周波電源
- t 隙間
- 2 t 対向面

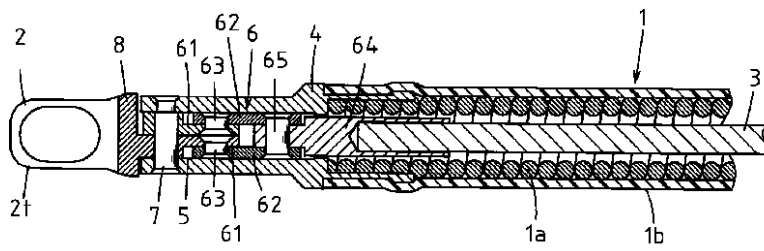
【図 1】



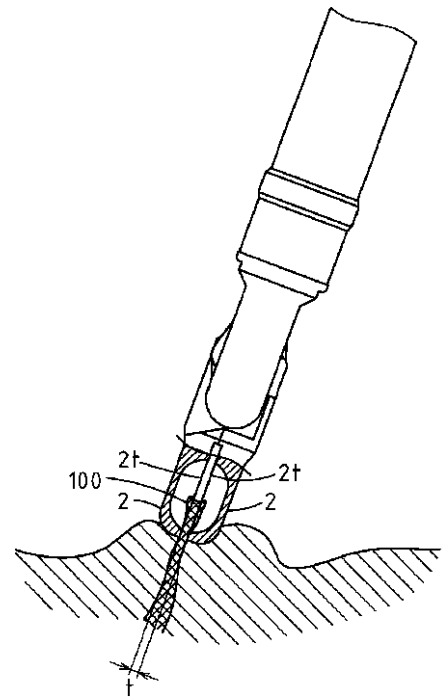
【図 3】



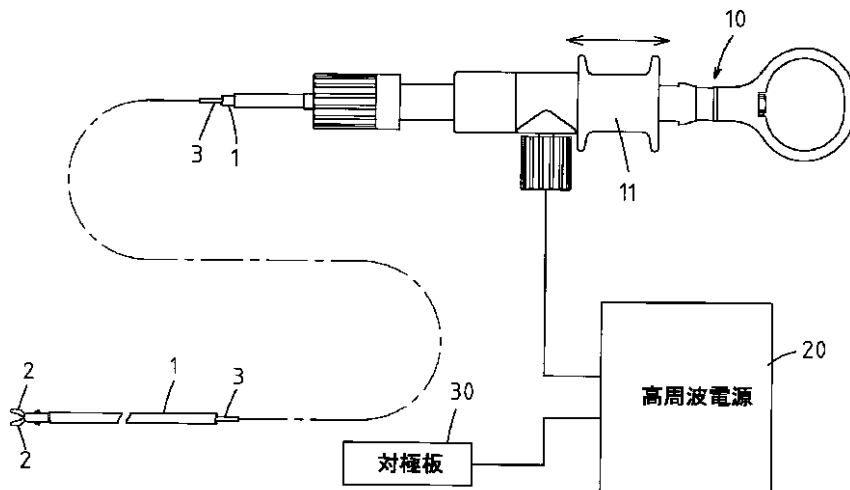
【図2】



【図4】



【図5】



专利名称(译)	内视镜用高周波止血钳子		
公开(公告)号	JP2003310635A	公开(公告)日	2003-11-05
申请号	JP2002121651	申请日	2002-04-24
[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	A61B17/28 A61B18/12		
FI分类号	A61B17/28.310 A61B17/39.320 A61B17/28 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/GG06 4C060/KK04 4C060/KK09 4C060/KK15 4C060/KK25 4C160/KK04 4C160/KK15 4C160/KK25 4C160/KK36 4C160/KK37 4C160/MM33 4C160/NN02 4C160/NN09		
代理人(译)	三井和彦		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供高频止血剂，不会不必要地按压诸如血管的止血物体，并且由于癫痫发作引起的高频电流激励和再出血等几乎不会引起组织的癫痫发作。ŽSOLUTION：在用于内窥镜的高频止血钳中，一对导电钳片2连接到高频电源20并且从靠近一只手的一侧通过遥控器像喙一样打开和关闭被布置在护套的尖端中1插入内窥镜的处理工具插入通道中。用于形成间隙t的止动件8设置在一对钳子件2的相对面2t之间，使得一对钳子件2的相对面2t在一对钳子件的闭合状态下不彼此邻接Ž

