

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4556000号
(P4556000)

(45) 発行日 平成22年10月6日(2010.10.6)

(24) 登録日 平成22年7月30日(2010.7.30)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	18/12	(2006.01)	A 6 1 B	17/39	3 1 0
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 3 4 D

請求項の数 6 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2007-139707 (P2007-139707)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成19年4月25日(2007.4.25)	(74) 代理人	100160370 弁理士 佐々木 鈴
(65) 公開番号	特開2008-272393 (P2008-272393A)	(72) 発明者	西村 幸 長野県岡谷市川岸中2-18-31 有限 会社リバー精工内
(43) 公開日	平成20年11月13日(2008.11.13)	審査官	寺澤 忠司
審査請求日	平成22年1月6日(2010.1.6)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用モノポーラ型高周波鉗

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

内視鏡の処置具案内管に挿脱されるシースの先端に、電氣的に導通する一対の高周波電極が前方に向かって開閉するように設けられて、前記一対の高周波電極が閉状態のときに互いに向かい合う各高周波電極の対向位置に、電極露出面が前後方向に細長く形成され、前記高周波電極のその他の部分の表面は電気絶縁された構成を有する内視鏡用モノポーラ型高周波鉗において、

前記高周波電極の長手方向に対して垂直な断面における前記高周波電極の断面形状が、中央部分に前記電極露出面が凸状に突出して、その両側に前記電極露出面に対して段差をなす段差部が形成され、その段差部の外縁より外側の部分は漸次外方に広がる斜面状に形成されていることを特徴とする内視鏡用モノポーラ型高周波鉗。

【請求項2】

請求項1に記載された内視鏡用モノポーラ型高周波鉗において、前記高周波電極の前記電極露出面以外の部分の表面に、全体に一つながりに不活性材からなる電気絶縁性コーティング皮膜が被覆されている内視鏡用モノポーラ型高周波鉗。

【請求項3】

請求項1又は2に記載された内視鏡用モノポーラ型高周波鉗において、前記各高周波電極の長手方向に対して垂直な断面における前記電極露出面の幅をW、前記段差部の段差の高さをh、段差面の幅をwとしたとき、 $W/4 < h < W$ 、 $W/4 < w < W$ である内視鏡用モノポーラ型高周波鉗。

10

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載された内視鏡用モノポーラ型高周波鋏において、 $h = W / 2$ 、 $w = W / 2$ である内視鏡用モノポーラ型高周波鋏。

【請求項 5】

請求項 3 又は 4 に記載された内視鏡用モノポーラ型高周波鋏において、前記高周波電極の開閉方向に対して前記斜面のなす角度を θ としたとき、 $15^\circ < \theta < 60^\circ$ である内視鏡用モノポーラ型高周波鋏。

【請求項 6】

請求項 5 に記載された内視鏡用モノポーラ型高周波鋏において、 $30^\circ < \theta < 45^\circ$ である内視鏡用モノポーラ型高周波鋏。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の処置具案内管路内に通して使用される内視鏡用モノポーラ型高周波鋏に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡用高周波切開具としては、使用目的によって各種の形状のものがあるが、粘膜剥離術を行うためには、内視鏡の処置具案内管に挿脱されるシースの先端に、電氣的に導通する一対の高周波電極が前方に向かって開閉するように設けられた内視鏡用モノポーラ型高周波鋏が用いられている（例えば、特許文献 1）。

20

【特許文献 1】 特開 2006 - 346417 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

内視鏡用モノポーラ型高周波鋏を用いて粘膜剥離術を行う際には、予め内視鏡用高周波ナイフ等で表面が切開された粘膜の切開面に高周波鋏を差し込んでから、その電極に高周波電流を通电して、表面粘膜と筋層との間の筋等を切開する処置が行われる。

しかし、前記のような従来の内視鏡用モノポーラ型高周波鋏では、切れ味のよい切開をしようとすると切開部分の周囲まで高周波電流による強い焼灼が行われて、周囲の生体組織を必要以上に損傷してしまう場合がある。そこで、周囲の生体組織の損傷を軽くしようと電流値を下げたりすると、切開の切れ味が落ちるだけでなく、切開部位に隣接する部分の凝固が不十分になって十分な止血効果が得られずに出血してしまう場合がある。このように従来の内視鏡用モノポーラ型高周波鋏では、切開部分とその周囲の組織に対する焼灼の程度が不安定になる問題が生じていた。

30

【0004】

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、切れ味のよい高周波切開を行うことができ、しかも切開部分に隣接する組織を、必要以上に損傷することなく止血効果が適度に得られる程度に確実に凝固させることができる内視鏡用モノポーラ型高周波鋏を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の内視鏡用モノポーラ型高周波鋏は、内視鏡の処置具案内管に挿脱されるシースの先端に、電氣的に導通する一対の高周波電極が前方に向かって開閉するように設けられて、一対の高周波電極が開状態のときに互いに向かい合う各高周波電極の対向位置に、電極露出面が前後方向に細長く形成され、高周波電極のその他の部分の表面は電気絶縁された構成を有する内視鏡用モノポーラ型高周波鋏において、高周波電極の長手方向に対して垂直な断面における高周波電極の断面形状が、中央部分に電極露出面が凸状に突出して、その両側に電極露出面に対して段差をなす段差部が形成され、その段差部の外縁より外側の部分は漸次外方に広がる斜面状に形成されている。

50

【 0 0 0 6 】

なお、高周波電極の電極露出面以外の部分の表面に、全体に一つながりに不活性材からなる電気絶縁性コーティング皮膜が被覆されていてもよい。そして、各高周波電極の長手方向に対して垂直な断面における電極露出面の幅を W 、段差部の段差の高さを h 、段差面の幅を w としたとき、 $W/4 < h < W$ 、 $W/4 < w < W$ であってもよく、 $h = W/2$ 、 $w = W/2$ であるとより好ましい。また、高周波電極の開閉方向に対して斜面のなす角度をとしたとき、 $15^\circ < \theta < 60^\circ$ であってもよく、 $30^\circ < \theta < 45^\circ$ であるとより好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 7 】

本発明の内視鏡用モノポーラ型高周波鉗によれば、高周波電極の断面形状が、中央部分に電極露出面が凸状に突出して、その両側に電極露出面に対して段差をなす段差部が形成され、その段差部の外縁より外側の部分は漸次外方に広がる斜面状に形成されていることにより、切れ味のよい高周波切開を行うことができ、しかも切開部分に隣接する組織を、必要以上に損傷することなく止血効果が適度に得られる程度に確実に凝固させることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 8 】

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2は本発明の第1の実施の形態の内視鏡用モノポーラ型高周波鉗の先端部分の側面断面図、図3はその平面図である。

1は、内視鏡の処置具案内管に挿脱自在な可撓性シースであり、ステンレス線を密着巻きしたコイルパイプにより形成されている。可撓性シース1の外周面には、電気絶縁性の可撓性チューブからなるシース外皮2が全長に被覆され、可撓性シース1の先端に固定的に取り付けられた先端口金3の外周にシース外皮2の先端が緊縛固定されている。4は、可撓性シース1内に緩く挿通された導電性の操作ワイヤーであり、可撓性シース1の基端に連結された操作部からの操作により、軸方向に進退させることができ、また軸周り方向に回転させることができる。

【 0 0 0 9 】

5は、先端口金3に対して軸方向に移動することはできないが、軸周り方向に回転自在に先端口金3に連結された先端支持枠であり、先端支持枠5に形成されたスリット7の先端部分に、一対の高周波電極6が支軸8を中心に回動自在に前方に向かって開閉自在に支持されている。一対の高周波電極6は互いが電氣的に導通した状態に設けられており、高周波電流は、両高周波電極6と図示されていない対極板とが共に接触する生体組織中を流れる。

【 0 0 1 0 】

9は、高周波電極6を開閉駆動するための公知のリンク機構であり、操作ワイヤー4の先端がリンク機構に連結されている。その結果、操作部において操作ワイヤー4を進退操作すれば高周波電極6が支軸8を中心に開閉し、操作ワイヤー4を軸周り方向に回転操作すれば、先端支持枠5や高周波電極6等が一体となって先端口金3の軸周り方向に回転する。また、操作部側において操作ワイヤー4を高周波電源に接続することにより、操作ワイヤー4を経由して一対の高周波電極6に高周波電流を通電することができる。図2には、一対の高周波電極6が開いた状態が示されているが、閉じた状態も二点鎖線で図示されている。なお、一対の高周波電極6の開閉駆動をリンク機構以外の機構で行ってもよい。

【 0 0 1 1 】

図4は一対の高周波電極6が閉じた状態の正面図（図2において左方から見た図）、図1は、高周波電極6の長手方向に対して垂直な断面の断面図（図2に示されるA-A線における断面図）である。また、図5は一対の高周波電極6が半開き状態の斜視図である。各高周波電極6の最先端部分には、他方の高周波電極6側に向かって突出する先端フック部6aが、一対の高周波電極6が閉じた時に図4に示されるようにすれ違って横に並ぶ位

10

20

30

40

50

置関係に設けられている。

【0012】

各高周波電極6には、一対の高周波電極6が閉状態のときに互いに向かい合う対向位置に電極露出面6bが前後方向に細長く形成されていて、先端フック部6aの裏面に形成された補助電極面6eとその電極露出面6bのみに金属面が露出し、高周波電極6のその他の面には例えばフッ素樹脂等のような化学的及び熱的に安定性が大きいいわゆる不活性の合成樹脂材からなる電気絶縁性コーティング皮膜10が被覆されている。その結果、粘膜剥離処置の際に切開が必要な生体組織だけを安全に高周波切開することができる。なお、電気絶縁性コーティング皮膜10部分は全図について砂目状に表示してある。

【0013】

各高周波電極6の先端フック部6a以外の部分は、図1に示されるように、中央部分に電極露出面6bが凸状に突出して、その両側に電極露出面6bに対して段差をなす段差部6cが形成され、その段差部6cの外縁より外側の部分は漸次外方に広がる斜面状に形成されている(斜面部6d)。電気絶縁性コーティング皮膜10は電極露出面6b以外の全面に一つながりに被覆されていて、高周波電極6を包み込む状態になっている。

【0014】

なお、高周波電極6の長手方向に対して垂直な断面における電極露出面6bの幅をW、段差部6cの段差の高さをh、段差面の幅をw、高周波電極6の開閉方向に対して斜面部6dのなす角度を θ とすると、この実施の形態においては、 $h = W / 2$ 、 $w = W / 2$ 、 $30^\circ < \theta < 45^\circ$ に形成されている。

図6は、この実施の形態の内視鏡用モノポーラ型高周波鉗の使用状態であって、生体組織を挟んだ一対の高周波電極6に高周波電流が通電されて生体組織中を破線で示されるように高周波電流が流れる状態を略示している。生体組織を挟んでいる一対の高周波電極6間の間隔は、電極露出面6b部分が最も狭く、段差部6c部分では電極露出面6b部分に比べて急に広がって一定の間隔になり、斜面部6d部分では電極露出面6bから遠ざかるにしたがって次第に広がっていく。

【0015】

その結果、高周波電流密度が最も大きい電極露出面6b部分(即ち、一対の電極露出面6bで挟まれた領域)に発生するジュール熱が最も高くなってそこで生体組織が切断され、電流密度が疎になる段差部6c部分(段差部6cで挟まれた領域)では生体組織が生焼け状態になって止血効果が得られる。そして、電極露出面6bの領域から段差部6cの領域への移行部では電流密度が急に低下していることにより、切断部と止血部との境界がハッキリして切れ味のよい切断状態が得られる。また、一対の高周波電極6間の間隔が一定になっている段差部6cの領域においては電流密度が一定であって、その領域全体で確実に止血効果が得られる。そして、斜面部6dの領域においては生体組織を流れる電流密度が徐々に低下して生体組織の焼灼状態が段差部6cの領域から急激に変化しないので、かさぶたがポロッと剥がれるような現象が抑制されて、安定した止血状態が維持される。

【0016】

なお、このような効果を得られるh、w及び θ の大きさは各々ある程度の範囲を有しており、 $W / 4 < h < W$ 、 $W / 4 < w < W$ 、 $15^\circ < \theta < 60^\circ$ の範囲にあれば、一定の優れた切れ味と止血効果を得ることができる。

図7は本発明の第2の実施の形態の内視鏡用モノポーラ型高周波鉗を示しており、先端フック部6aを一対の高周波電極6の一方の先端部のみの中央位置に突出形成したものである。このように、本発明においては高周波電極6の最先端部分の形状等はどのようなものであっても差し支えない。また、高周波電極6が湾曲した形状等であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の第1の実施の形態の内視鏡用モノポーラ型高周波鉗の図2におけるA-A線における断面図。

【図2】本発明の第1の実施の形態の内視鏡用モノポーラ型高周波鉗の先端部分の側面断

10

20

30

40

50

面図。

【図3】本発明の第1の実施の形態の内視鏡用モノポーラ型高周波鉗の先端部分の平面図。

【図4】本発明の第1の実施の形態の内視鏡用モノポーラ型高周波鉗の一对の高周波電極が閉じた状態の正面図。

【図5】本発明の第1の実施の形態の内視鏡用モノポーラ型高周波鉗の高周波電極の斜視図。

【図6】本発明の第1の実施の形態の内視鏡用モノポーラ型高周波鉗の使用状態における、高周波電流が流れる状態を示す略示図。

【図7】本発明の第2の実施の形態の内視鏡用モノポーラ型高周波鉗の高周波電極の斜視図。

10

【符号の説明】

【0018】

1 ...可撓性シース

6 ...高周波電極

6 a ...先端フック部

6 b ...電極露出面

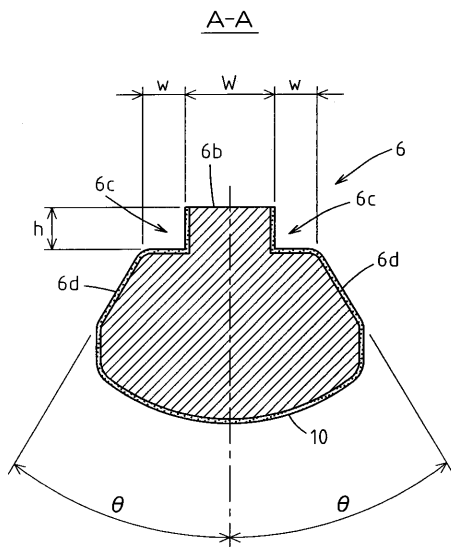
6 c ...段差部

6 d ...斜面部

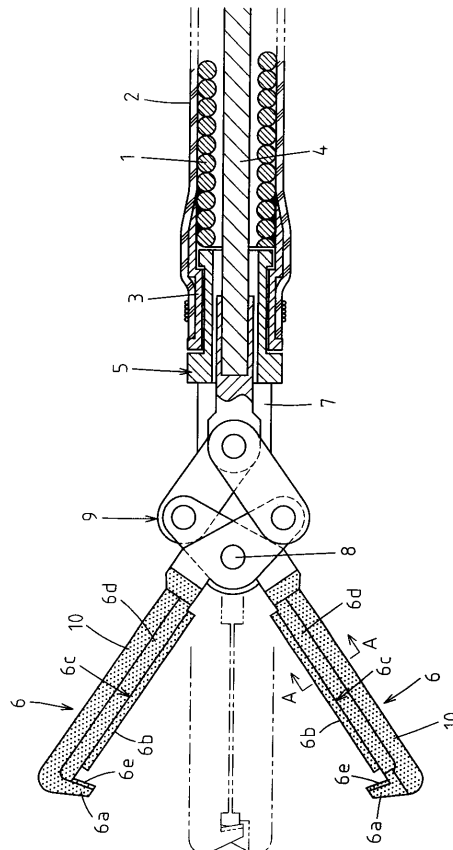
10 ...電気絶縁性コーティング皮膜

20

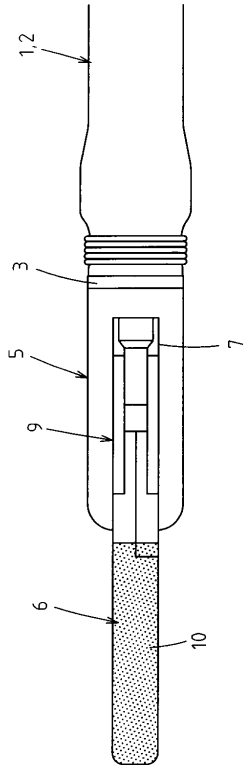
【図1】



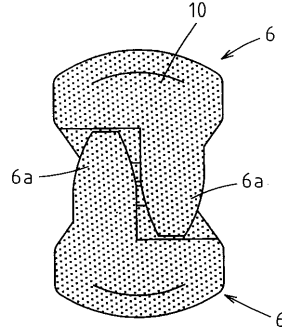
【図2】



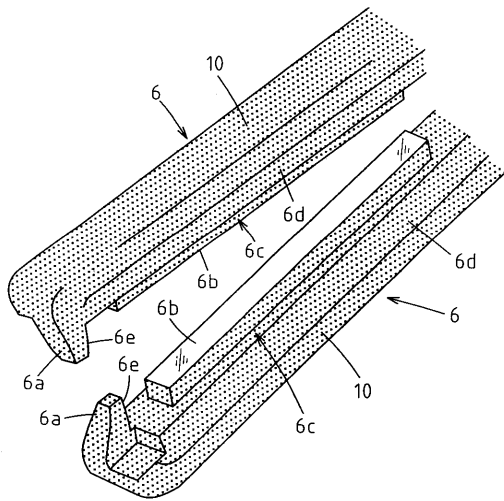
【図3】



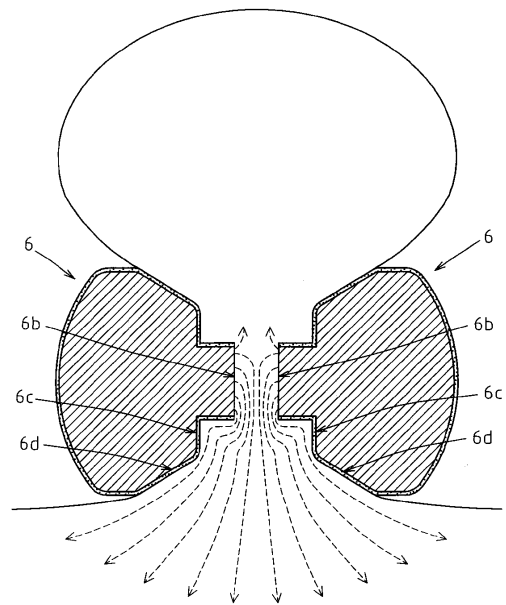
【図4】



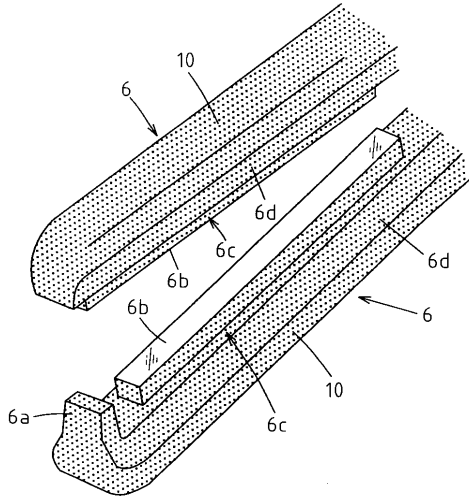
【図5】



【図6】



【 図 7 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2006-346417(JP,A)
特開平11-267132(JP,A)
特開平06-292685(JP,A)
特開2005-348820(JP,A)
特開2003-175054(JP,A)
米国特許第05827281(US,A)
特開2000-102545(JP,A)
特開2005-525861(JP,A)
特開平11-137562(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/14

A61B 1/00

专利名称(译)	用于内窥镜的单极高频剪刀		
公开(公告)号	JP4556000B2	公开(公告)日	2010-10-06
申请号	JP2007139707	申请日	2007-04-25
[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)	有限公司河精工		
[标]发明人	西村幸		
发明人	西村 幸		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B1/00.334.D A61B1/00.622 A61B1/018.515 A61B17/32.330 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/FF14 4C060/FF19 4C060/GG22 4C060/GG24 4C060/GG29 4C060/KK09 4C060/KK15 4C060/MM24 4C061/GG15 4C061/HH57 4C061/JJ06 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK19 4C160/KK36 4C160/NN09 4C161/GG15 4C161/HH57 4C161/JJ06		
其他公开文献	JP2008272393A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供单极高频剪刀，进行尖锐的高频切口，并使切割区域附近的组织牢固地凝固，以适当地达到止血效果，而不会过多地损伤组织。ŽSOLUTION：高频电极6的纵向垂直截面中的高频电极6的形状形成为电极暴露面6b在中心突出并且台阶部分6c形成在其上的形状。两侧作为电极暴露面6b的台阶。台阶部分6c的外边缘的外侧形成为向外逐渐向外扩展的斜面6d。Ž

图 2

